

EINFLUSS VON HALTUNG UND ERMÜDUNG AUF DAS
ELEKTROMYOGRAMM DES M. TRAPEZIUS:
UNTERSUCHUNGEN ZU MEHRSTÜNDIGER BILDSCHIRMARBEIT UND
UNTER ISOMETRISCHEN BEDINGUNGEN

Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades

doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät der
Friedrich-Schiller-Universität Jena

von Bert-Ulrich Kleine
geboren am 13. Mai 1975 in Halle/Saale

Gutachter

1. Prof. Dr. H.-Ch. Scholle, FSU Jena
2. Prof. Dr. Dr. H. Krueger, ETH Zürich
3. Prof. Dr. U. Smolenski, FSU Jena

Tag der öffentlichen Verteidigung: 3. Juli 2001

Inhalt

1	Einleitung	1
2	Fragestellung	2
3	Literaturübersicht	3
3.1	Muskuloskeletale Beschwerden bei Bildschirmarbeit	3
3.2	Oberflächenelektromyographie	6
3.2.1	Physiologische Grundlagen der Oberflächenelektromyographie	7
3.2.1.1	Das Potential der motorischen Einheit	10
3.2.1.2	Das Entladungsmuster des Motoneurons	14
3.2.2	Zur quantitativen Analyse des Oberflächenelektromyogramms	15
3.2.3	Zum Einfluß von neuromuskulärer Ermüdung auf das Oberflächenelektromyogramm	20
3.2.4	Oberflächenelektromyographie bei Bildschirmarbeit	23
3.3	Zusammenhänge zwischen Schmerz und Muskelaktivität	25
4	Studie 1: Veränderungen des Oberflächenelektromyogramms der Schulter- und Rückenmuskulatur sowie von Haltungsvariablen bei Bildschirmarbeit	28
4.1	Methode	28
4.1.1	Probanden und Protokoll	28
4.1.2	Oberflächenelektromyographie	29
4.1.3	Haltung	30
4.1.4	Statistik	31
4.2	Ergebnisse	34
4.2.1	Oberflächenelektromyographie	34
4.2.2	Haltung	36
4.2.3	Gemeinsame Analyse von Oberflächenelektromyogramm und Haltung	36
4.3	Diskussion	38
4.3.1	Zur Oberflächenelektromyographie	38
4.3.2	Zur Haltung	39
4.4	Schlußfolgerungen	41

5	Studie 2: Zum Einfluß von Haltung, Kraft und Ermüdung auf die Topographie des Oberflächenelektromyogramms der Schultermuskulatur	42
5.1	Methode	42
5.1.1	Probanden und Protokoll	42
5.1.2	Oberflächenelektromyographie	43
5.1.3	Statistik	46
5.1.4	Visualisierung (Oberflächenelektromyographie-Interferenz-Mapping)	47
5.2	Ergebnisse	47
5.2.1	Ausdauer und Kraft	47
5.2.2	Topographie des Oberflächenelektromyogramms bei Abduktion und Anteversion	50
5.2.3	Topographie des Oberflächenelektromyogramms bei isometrischer Schulterelelevation mit zunehmender Kraft	51
5.2.4	Topographie des Oberflächenelektromyogramms bei ermüdender Schulterelelevation mit 50 % der Maximalkraft	56
5.3	Diskussion	58
5.3.1	Zur Topographie der Amplitude des Oberflächenelektromyogramms	58
5.3.2	Zur Topographie der Medianfrequenz des Spektrums des Oberflächenelektromyogramms	60
5.3.3	Veränderungen der Topographie des Oberflächenelektromyogramms bei Ermüdung	61
5.4	Schlußfolgerungen	63
6	Zusammenfassung der Ergebnisse und Beantwortung der Fragestellung	65
7	Literaturverzeichnis	68
8	Verzeichnis der Abkürzungen und Formelzeichen	84
9	Danksagung	85
10	Ehrenwörtliche Erklärung	86
11	Lebenslauf	87

1 Einleitung

Die vorliegende Arbeit ordnet sich in das Gebiet der Physiologie und Pathophysiologie des motorischen Systems ein. Sie entstand im Rahmen einer Reihe von Forschungsprojekten, die das in der Arbeitsgruppe Motorik des Instituts für Pathophysiologie entwickelte Oberflächenelektromyographie-Interferenz-Mapping zusammen mit der bipolaren Mehrkanal-Oberflächenelektromyographie auf muskel- und arbeitsphysiologische Fragen anwenden.

In Europa und Nordamerika sind muskuloskeletale Beschwerden die häufigste Ursache für Arbeitsunfähigkeit. Bei Bildschirmarbeit klagen Arbeitnehmer oft über Schmerzen der Schulter, des Nackens und des Rückens. Diese Beschwerden werden als arbeitsbezogene muskuloskeletale Störungen klassifiziert, da der Zusammenhang zwischen Exposition und Symptomen weniger streng ist als bei den klassischen Berufskrankheiten.

Die Pathogenese dieser Schmerzen ist unzureichend geklärt. Derzeit wird als ein Mechanismus die Überlastung von über lange Zeit aktiven Muskelfasern diskutiert. Aus diesem Hintergrund leitet sich die Fragestellung der vorliegenden Arbeit ab (vgl. Kapitel 2), die mit Hilfe von oberflächenelektromyographischen Messungen und Haltungsaufzeichnungen beantwortet werden soll.

Die vorliegende Arbeit faßt zunächst epidemiologische Daten zur Bildschirmarbeit zusammen und gibt einen Überblick über die Physiologie der Erregung von Muskelfasern sowie über die Methode der Oberflächenelektromyographie (SEMG, surface electromyography) zum Studium von Muskulatur und Ermüdung. Danach werden einige Zusammenhänge zwischen Muskelaktivität und Nozizeption referiert. (Kapitel 3)

Zur Beantwortung der Fragestellung wurden zwei Studien durchgeführt. In Studie 1 (Kapitel 4) wurden Sekretärinnen am Bildschirmarbeitsplatz unter realistischen Bedingungen untersucht. Es wurden 16 Kanäle Oberflächenelektromyogramm bipolar abgeleitet und mit Veränderungen der Haltung im Arbeitsverlauf korreliert. Dabei konnte gezeigt werden, daß die Aktivität des M. trapezius am höchsten ist und im Arbeitsverlauf ansteigt. Studie 2 (Kapitel 5) konzentriert sich deshalb auf den M. trapezius und verwendet das Oberflächenelektromyographie-Interferenz-Mapping zur detaillierten Beschreibung der Aktivierung bei unterschiedlichen Haltungen sowie bei Ermüdung.

2 Fragestellung

Mit der ersten Studie sollen die folgenden Fragen beantwortet werden:

1. Welche Rücken- und Schultermuskeln werden bei mehrstündiger Bildschirmarbeit besonders beansprucht ?
2. Wie verändert sich die Muskelaktivität im Arbeitsverlauf und nach Pausen ?
3. Lassen sich Hinweise auf muskuläre Ermüdung finden ?
4. Wie verändert sich die Haltung im Arbeitsverlauf ?
5. Wie werden Haltungsveränderung und Ermüdung im SEMG reflektiert ?

In der ersten Studie konnte gezeigt werden, daß der M. trapezius bei Bildschirmarbeit besonders beansprucht ist (Frage 1). In der zweiten Studie wurden deshalb mit Hilfe des Oberflächenelektromyographie-Interferenz-Mappings folgende Fragen untersucht:

6. Wird der M. trapezius bei Anteversion, Abduktion und Elevation unterschiedlich beansprucht ?
7. Beim M. biceps brachii führt Kraftzunahme zum ungleichmäßigen Anstieg der Amplitude des SEMG. Ist das für den M. trapezius auch der Fall ?
8. Wirkt Ermüdung an allen Stellen des Muskels in gleicher Weise auf das SEMG ?
9. Wann rechtfertigt der Informationsgewinn den zusätzlichen Aufwand von Mehrkanalableitungen für das Oberflächenelektromyographie-Interferenz-Mapping ?

3 Literaturübersicht

3.1 Muskuloskeletale Beschwerden bei Bildschirmarbeit

Muskuloskeletale Beschwerden treten gehäuft bei Bildschirmarbeitern auf. Sie werden als arbeitsbezogene Erkrankungen (work-related musculoskeletal disorders) klassifiziert, da der Zusammenhang zur beruflichen Exposition geringer ist als bei den klassischen Berufskrankheiten (Hagberg et al. 1995). In einer Befragung von Sekretärinnen in medizinischen Arbeitsbereichen gaben 63 % Schmerzen im Nackenbereich innerhalb des letzten Jahres an. Für Schulter- und Kreuzschmerz lag die Prävalenz bei 62 % bzw. 51 % (Kamwendo et al. 1991). Obwohl die Beschwerden in den meisten Fällen gering waren, war bei 13 % die Ausführung alltäglicher Pflichten beeinträchtigt. Ähnliche Zahlen wurden auch von Rossignol et al. (1987), Bergqvist et al. (1995) und Ertel et al. (1997) angeführt. Auf Grund methodischer Unterschiede der Fragebögen und der Zusammensetzung der Arbeitnehmerpopulationen ergeben sich jedoch teilweise große Unterschiede. Nach Kombination von Fragebogenerhebung und klinischer Untersuchung wurden deutlich geringere Prävalenzen von nur 6 % Schultererkrankungen gefunden (Hales et al. 1994). Die großen Unterschiede in den epidemiologischen Daten sind demnach größtenteils Folge unterschiedlich restriktiver Definitionen. Dies wird unter anderem dadurch deutlich, daß bei Verwendung desselben Fragebogens auch in unterschiedlichen Populationen vergleichbare Prävalenzen gefunden werden (Sauter et al. 1993, Hales et al. 1994, Polanyi et al. 1997).

Mit zunehmender Dauer der Bildschirmarbeit pro Tag steigt das Risiko, muskuloskeletale Beschwerden zu entwickeln (Rossignol et al. 1987, Kamwendo et al. 1991, Faucett und Rempel 1994, Yu und Wong 1996, Polanyi et al. 1997). Ein solcher Zusammenhang wird jedoch nicht in allen Untersuchungen gefunden (Hales et al. 1994). Insbesondere fanden Bergqvist et al. (1992) in einer Längsschnittuntersuchung zwischen 1981 und 1987 eine geringfügige Zunahme der Beschwerden sowohl bei Bildschirmarbeitern als auch bei nicht exponierten Befragten. Ein erhöhtes Risiko durch Bildschirmarbeit wurde dabei nicht nachgewiesen. Neben der Arbeitszeit am Bildschirm ist auch die Art der Tätigkeit von Bedeutung. Arbeitnehmer, die vorwiegend mit

Dateneingabe und Textverarbeitung beschäftigt sind, haben dabei häufiger Beschwerden als Sachbearbeiter und Programmierer (Ertel et al. 1997).

Als ergonomischer Risikofaktor wurde mehrfach die Höhe der Tastatur genannt (Faucett und Rempel 1994, Bergqvist et al. 1995b, Yu und Wong 1996). Optimal ist wahrscheinlich eine Tastatur in Ellbogenhöhe, da eine höhere Tastatur mit Schulter-Nacken-Beschwerden und eine niedrige mit Arm-Hand-Beschwerden verbunden ist (Bergqvist et al. 1995b). Die Verwendung einer „ergonomischen“ Tastatur, die in der Mitte abgewinkelt ist, führt zu geringerer Muskelaktivität im Unterarm. Vor allem bei trainierten Schreibkräften steigt jedoch die Aktivität des M. deltoideus (Müller 1996). Trotz der von Probanden angegebenen Verminderung von Schulter-Nacken-Beschwerden findet diese Art von Tastatur nur geringe Akzeptanz (Müller 1996). Neben ergonomischen Faktoren spielen jedoch auch arbeitsorganisatorische Faktoren wie die Möglichkeit der Pauseneinteilung (Bergqvist et al. 1995a), Zeitdruck (Polanyi et al. 1997) und eingeschränkter Entscheidungsspielraum (Faucett und Rempel 1994, Hales et al. 1994) eine Rolle.

Schulter- und Nackenschmerzen sind auch unabhängig von arbeitsbezogenen Risikofaktoren häufig. Die Punktprävalenz von Schulter- und Nackenschmerzen wird mit 13 % angegeben, wobei die Lebenszeitprävalenz 50 % beträgt (Aker et al. 1996). Eine Vielzahl von konservativen Therapien gelten als allgemein akzeptiert, ohne daß ein klarer Nachweis der Wirksamkeit nach Kriterien der evidenzbasierten Medizin erbracht wurde. Bei Tendinitis der Rotatorenmanschette verbessert eine lokale Glukokortikoidinjektion die Abduktionsfähigkeit, jedoch ohne eine Schmerzreduktion zu erreichen (Green et al. 1998, Green et al. 2000). Ein Nachweis einer schmerzlindernden oder beweglichkeitsverbessernden Wirkung von nichtsteroidalen Antiphlogistika, oralen Glukokortikoiden oder physikalischer Therapie bei Schulterschmerzen liegt nicht vor (Green et al. 2000). Dagegen haben bei Nackenschmerzen manuelle Therapie, aktive Physiotherapie und Muskelrelaxantien einen nachweisbaren Effekt, während eine Wirksamkeit von Patientenschulung und apparativen physikalischen Maßnahmen nicht gezeigt werden konnte (Aker et al. 1996, Gross et al. 2000a, Gross et al. 2000b). Auch die Effektivität multidisziplinärer Rehabilitationsmaßnahmen bei Fibromyalgie und muskuloskeletalen Schmerzen ist bisher nicht nachgewiesen (Karjalainen et al. 2000).

Bisher beschäftigten sich nur wenige Untersuchungen speziell mit der Behandlung arbeitsbezogener muskuloskeletaler Störungen. In einer aktuellen Studie trainierten

Waling et al. (2000) Patientinnen mit arbeitsbezogenen Schulterschmerzen hinsichtlich Kraft, Ausdauer oder Koordination, wobei sich unabhängig von der Art der Intervention eine Schmerzreduktion ergab. Kraft- und Ausdauertraining waren dem Koordinationstraining allenfalls geringfügig (nicht signifikant) überlegen. Kamwendo und Linton (1991) untersuchten die Wirksamkeit eines Schulungsprogramms bei Medizinsekretärinnen mit Beschwerden und fanden weder eine Verminderung der wahrgenommenen Ermüdung noch eine Schmerzlinderung. Außerdem zeigte sich, daß die Teilnehmerinnen bereits vorher ausreichend über ergonomische Arbeitsplatzgestaltung informiert waren. Auch die Durchführung von Gruppenübungen am Arbeitsplatz erwies sich in einer cross-over Studie nicht als effektiv (Takala et al. 1994).

Einen mehr präventiven Ansatz hatten zwei Studien, die ergonomische Schulungsprogramme am Arbeitsplatz evaluierten. Obwohl die ergonomische Situation der Bildschirmarbeitsplätze verbessert wurde, änderte sich die Häufigkeit von muskuloskeletalen Beschwerden nicht (Menozzi et al. 1999). Eine andere Studie (Brisson et al. 1999) konnte eine Verminderung muskuloskeletaler Beschwerden in der Altersgruppe unter 40 Jahre erreichen. Schwerere Schmerzen sprachen dabei besser auf die Intervention an als leichte Symptome. Dies könnte ein Hinweis dafür sein, daß es sich nicht um einen primärpräventiven sondern um einen therapeutischen Effekt handelt. Zur Prävention von Schulter- und Nackenschmerzen durch aktive Trainingsprogramme scheint es keine Daten zu geben, während die Prävention von Kreuzschmerz mit negativem Ergebnis untersucht wurde (Lahad et al. 1994). Ergonomische Interventionen könnten jedoch auch dann nützlich sein, wenn es zu keiner Beschwerdeminderung kommt, da aktive Pausen die Produktivität steigern können (Swanson und Sauter 1993) und Reaktionszeiten durch eine günstige Haltung verkürzt werden (Straker et al. 1997).

Vor dem Hintergrund der publizierten Daten kann eine Wirksamkeit therapeutischer und prophylaktischer Maßnahmen nicht ausgeschlossen werden. Die Fallzahlen vieler Studien waren zu gering, um negative Ergebnisse verwerten zu können. Auf Grund der Heterogenität ließen sich nur wenige Untersuchungen zu Metaanalysen zusammenfassen (Aker et al. 1996). Die Bedeutung der Fallzahl wird deutlich, wenn bedacht wird, daß zum Nachweis der Wirksamkeit von 400 mg Ibuprofen bei moderatem postoperativem Schmerz 30-60 Patienten (pro Gruppe) notwendig sind. Um den Effekt mit klinisch relevanter Genauigkeit zu quantifizieren (number-needed-to-treat) müssen bereits 500 Patienten (pro Gruppe) untersucht werden (Moore et al. 1998).

3.2 Oberflächenelektromyographie

Die derzeit gültigen Leitlinien der American Association of Electrodiagnostic Medicine (AAEM) geben folgende Definition:

Surface EMG refers to a recording of electrophysiologic signals from skeletal muscles. The recording is made using electrodes placed on the surface of the skin overlying the muscle, and consists of motor unit potential (MUAP) discharges. The electrical activity is only observed when the muscle is activated. It does not include any monitoring of externally stimulated muscle activity as occurs in nerve conduction studies, H reflexes, F waves and other tests. (AAEM und AAPMR 1999b)

Bezüglich der klinischen Anwendung des SEMG kommt die AAEM unter Berücksichtigung der Literatur bis einschließlich 1994 zu folgender Position:

Current use: There are no clinical indications for the use of SEMG in the diagnosis and treatment of disorders of nerve or muscle.

Potential use: With further development, SEMG with specialized computer signal processing may prove clinically useful in the noninvasive monitoring of the progression of a nerve or muscle disorder. It may also become a complementary test in the primary diagnosis of such disorders, but is unlikely to be useful without needle examination in this regard without substantial scientific breakthroughs and validating clinical research. (AAEM und AAPMR 1999b)

Das bedeutet, daß das Nadel-EMG in seiner Hauptanwendung, der Unterscheidung neuropathischer und myopathischer Krankheitsbilder, sowie der Zuordnung von Nervenläsionen zu Nervenwurzeln, peripheren Nerven oder einer generalisierten Lokalisation bisher nicht durch SEMG zu ersetzen ist. In der o. g. Übersicht wurden die möglichen Anwendungen des SEMG für die Diagnose von Erkrankungen des Zentralnervensystems, Koordinationsproblemen, Ermüdung, psychischen Störungen oder Schmerzen unabhängig von Nervenschädigung ausdrücklich ausgeklammert. Gerade dies sind typische Anwendungsgebiete des SEMG, die, zumindest was die Gang- und Bewegungsanalyse vor orthopädischen Eingriffen betrifft, auch von der AAEM empfohlen werden (AAEM und AAPMR 1999a). Obwohl die International Federation of

Clinical Neurophysiology in ihren Leitlinien (Deuschl und Eisen 1999) keine Definition von „surface EMG“ gibt, werden folgende Anwendungen genannt:

Surface EMG recordings are used in kinesiological studies (gait and movement analysis), fatigue studies and in mapping of the end-plate area of a muscle. [...] The surface EMG is quantitated using the integrated signal, RMS value (root mean square, related to the „electrical power“ under the curve), frequency content and change in frequency during activity. (Stalberg et al. 1999)

Obwohl die begriffliche Abgrenzung des SEMG von den zahlreichen klinisch-neurophysiologischen Tests mit elektrischer oder magnetischer Stimulation verschiedenster Strukturen des Nervensystems sinnvoll erscheint, soll betont werden, daß auch hier Potentiale motorischer Einheiten mit Oberflächen Elektroden abgeleitet werden. Dies ermöglicht die direkte Übertragung von Kenntnissen aus der Topographie von Summenaktionspotentialen (Lateva et al. 1996, van Dijk et al. 1999) auf das SEMG-Interferenz-Mapping. Eine entsprechende Einteilung machen Hallet et al. (1994) in einer anderen Leitlinie. Hier wird das SEMG im o. g. Sinne, zusammen mit zahlreichen anderen Methoden, einschließlich Reflexen und kortikaler Stimulation, als *Central EMG and tests of motor control* zusammenfaßt. Als neuere SEMG-Anwendung erscheint die EMG-EEG Korrelation zur Untersuchung von Bewegungsstörungen besonders vielversprechend, auch weil sie mit vielen kommerziell verfügbaren digitalen EEG-Systemen untersucht werden kann und deshalb in vielen Labors verfügbar ist. Dabei kann das einer willkürlich initiierten Bewegung vorausgehende kortikale Potential oder die Kohärenz zwischen Rhythmen der kortikalen und muskulären Aktivität untersucht werden (Hallett et al. 1994, Shibasaki und Rothwell 1999).

3.2.1 Physiologische Grundlagen der Oberflächen electromyographie

Eine schematische Darstellung der Entstehung des EMG-Signals gibt Abbildung 3.1. Die kleinste funktionelle Einheit des motorischen Systems stellt die motorische Einheit dar (Sherrington 1929). Diese besteht aus dem spinalen Motoneuron, seinem Axon im motorischen Nerv und allen Muskelfasern, die es innerviert. Die Erregung des motorischen Axons und der innervierten Muskelfasern folgt dem Alles-oder-Nichts-Prinzip, d. h. jedes überschwellige Aktionspotential wird weitergeleitet und setzt an der

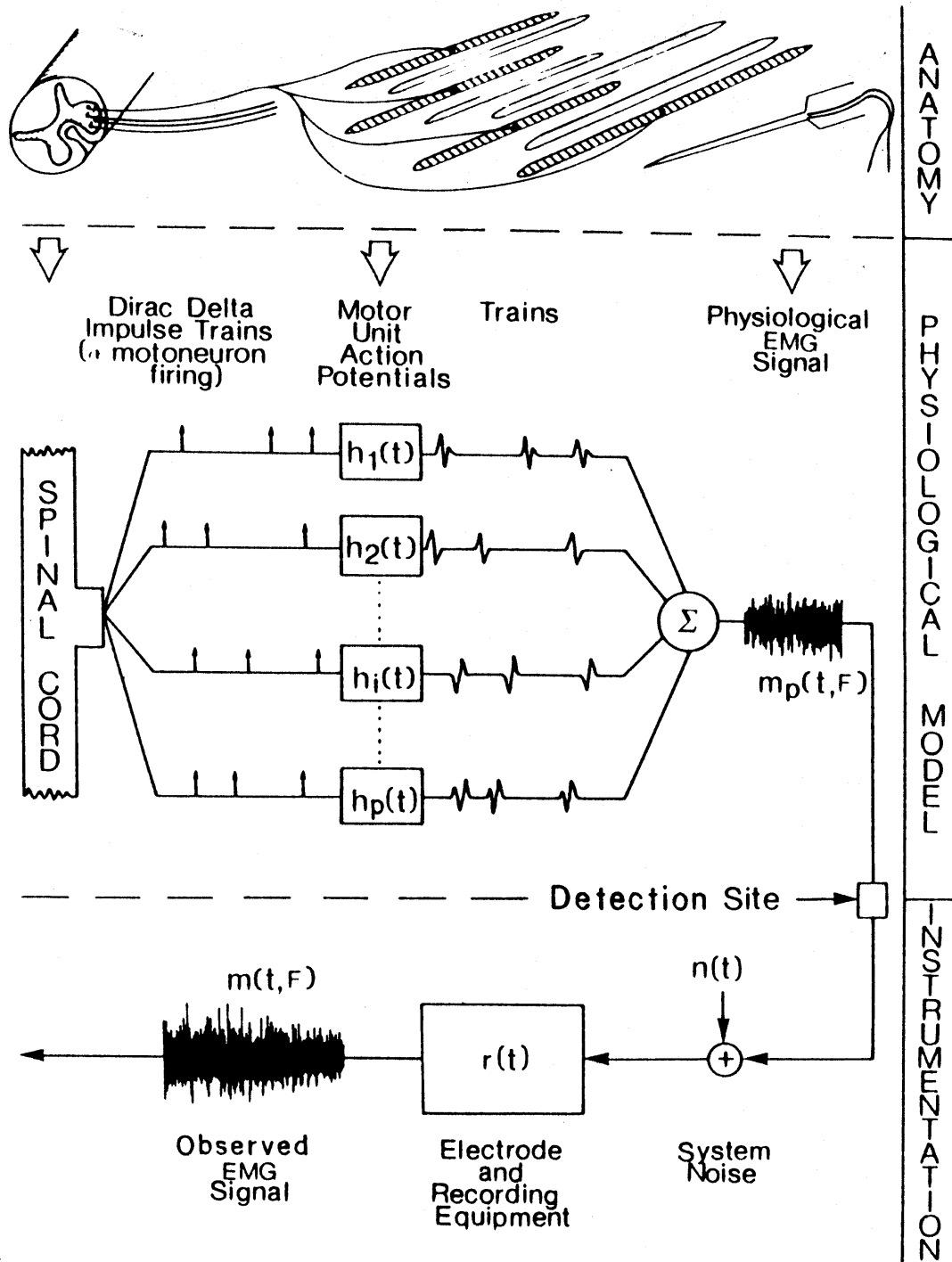


Abb. 3.1: Entstehung des EMG-Signals (Fig. 3.10 aus Basmajian und De Luca 1985). Oben: schematische Darstellung der Struktur von motorischen Einheiten. Das Axon eines im spinalen Vorderhorn gelegenen α -Motoneurons innerviert eine Vielzahl von Muskelfasern. Die Art und Lage der Elektrode (hier: Nadel) bestimmt wie das Potential durch Volumenleitung beeinflusst wird. Mitte: Jede Erregung eines spinalen Motoneurons löst nach dem Alles-oder-Nichts Prinzip ein fortgeleitetes Aktionspotential auf allen Muskelfasern der motorischen Einheit aus. Die Potentiale derselben motorischen Einheit [$h(t)$] unterscheiden sich nicht, während jede Einheit eine andere Potentialmorphologie hat [$h_1(t) \dots h_p(t)$]. Das EMG-Signal (m_p) stellt die Summation der Potentiale motorischer Einheiten dar. Unten: Elektroden und Verstärker beeinflussen das beobachtbare Signal (m) entsprechend ihrer Filter- und Rauscheigenschaften.

neuromuskulären Endplatte Acetylcholin frei, das ein fortgeleitetes Muskelfaseraktionspotential hervorruft. Unter physiologischen Bedingungen besitzt dieser Prozeß einen großen Sicherheitsspielraum, so daß selbst bei starker Ermüdung (Kapitel 3.2.3) die neuromuskuläre Übertragung gesichert ist (Enoka und Stuart 1992). Das Muskelfaseraktionspotential seinerseits löst an den T-Tubuli die Freisetzung von Calcium in das Cytosol und damit die Kontraktion aus. Die Überlagerung der Aktionspotentiale aller Muskelfasern einer motorischen Einheit ergibt das (Summen-)Aktionspotential der motorischen Einheit. Die Ableitung dieses Potentials kann intramuskulär mit Nadel- oder Drahtelektroden erfolgen oder nichtinvasiv von der Haut mit Oberflächenelektroden. Nadelelektroden erfassen nur den Beitrag von wenigen Fasern in der Nähe der Nadelspitze (Stalberg et al. 1996), während zum Oberflächenpotential einer motorischen Einheit alle Muskelfasern beitragen (Roeleveld et al. 1997a). Solange keine deutliche Ermüdung auftritt und die Oberflächenelektroden sich relativ zum Muskel nicht deutlich bewegen, können Variationen des Potentials einer motorischen Einheit zwischen den Entladungen vernachlässigt werden. Deshalb kann das EMG einer motorischen Einheit, wie in Abbildung 3.1 gezeigt, als Wiederholung des Potentials der motorischen Einheit (an der entsprechenden Elektrode) zu jedem Entladungszeitpunkt des spinalen Motoneurons beschrieben werden. Das EMG des gesamten Muskels stellt dann die Summation über alle aktiven motorischen Einheiten dar (Basmajian und De Luca 1985). Einen zusätzlichen Einfluß auf das endgültige EMG-Signal hat die Aufzeichnungselektronik, die durch Filterung die Form des Potentials der motorischen Einheit verändern kann.

Auf der Grundlage dieses Ansatzes wird deutlich, daß das EMG einerseits durch die Potentiale der motorischen Einheiten, d. h. die Anatomie der Muskel- und Nervenfasern und die Volumenleitung im umliegenden Gewebe bestimmt wird. Das Potential einer motorischen Einheit setzt sich wiederum aus den Potentialen der einzelnen Muskelfasern zusammen. Andererseits reguliert die zentrale Ansteuerung das Erregungsmuster der spinalen Motoneurone. Die genaueste Methode zur Untersuchung des EMG stellt deshalb die vollständige Dekomposition des EMG in Potentiale motorischer Einheiten und deren Entladungsmuster dar (Übersicht bei Stashuk 1999). Für die meisten EMG-Signale werden diese Verfahren jedoch unmöglich oder zu aufwendig sein, so daß statistischen Auswertungsverfahren und deren Interpretation eine große Bedeutung zukommt (Kapitel 3.2.2). Der umgekehrte Ansatz ist die EMG-

Modellierung (Übersicht bei Stegeman et al. 1998), d. h. die mathematische Beschreibung der an der EMG-Entstehung beteiligten physiologischen und biophysikalischen Prozesse und der nachfolgende Vergleich dieser mit experimentellen Daten.

In den folgenden Abschnitten werden die beiden Faktoren, die Einfluß auf das SEMG haben, diskutiert: die Potentiale der motorischen Einheiten und ihr in den spinalen Motoneuronen generiertes Entladungsmuster. Das Potential einer motorischen Einheit setzt sich aus der Überlagerung von Einzelfaserpotentialen zusammen, die (obwohl nicht direkt meßbar) Ausgangspunkt der Simulationen sind.

3.2.1.1 Das Potential der motorischen Einheit

Ein erster Schritt zur Modellierung ist die Beschreibung der Quelle des extrazellulären Muskelfaseraktionspotentials als linearen Quadrupol (Roeleveld et al. 1997a, Stegeman et al. 1997). Die Depolarisationsphase des Aktionspotentials entspricht dem führenden (leading) Dipol (+ -), die Repolarisation dem folgenden (trailing) Dipol (- +). Auf Grund der Fortleitung des Potentials auf der Muskelfasermembran kann die elektrische Quelle als bewegter linearer Quadrupol (+ - - + oder + = +) beschrieben werden (Abb. 3.2). Das Muskelfaseraktionspotential beginnt an der motorischen Endplatte, wobei die Depolarisationsphase den führenden Dipol erzeugt (Abb. 3.2a), der an Größe zunimmt und fortgeleitet wird. Gleichzeitig beginnt an der motorischen Endplatte bereits die Repolarisation, die den folgenden Dipol erzeugt (Abb. 3.2b), der seinerseits zunimmt und fortgeleitet wird. Damit ist der voll ausgebildete lineare Quadrupol entstanden (Abb. 3.2c), welcher weitergeleitet wird (Abb. 3.3d) bis er das Ende der Muskelfaser an der Sehne erreicht. Dort nimmt der führende Dipol ab (Abb. 3.2e) und verschwindet ganz (Abb. 3.2f). Der folgende Dipol besteht zunächst noch in voller Stärke weiter (Abb. 3.2e) und nimmt dann an Stärke ab (Abb. 3.2f), um ganz zu verschwinden (Abb. 3.2g).

Die Beschreibung der elektrischen Quelle durch ein Dipol/Quadrupol-Modell ist hinreichend genau, wenn es um die Simulation des Potentials in einigem Abstand von der Quelle, d.h. auf der Haut, geht. Außer der Quelle hat natürlich auch das zwischen Muskelfaser und Elektrode gelegene Gewebe einen Einfluß auf die gemessenen Potentiale. Um die Potentiale, die über dem M. biceps brachii gemessen werden, in ihrem Verhalten sowohl längs zur Faserrichtung als auch quer dazu zu erklären, ist ein

dreischichtiges Volumenleitungsmodell notwendig (Roeleveld et al. 1997a). Der Arm wird dabei als Zylinder beschrieben, der aus einem inneren, gut leitenden Muskelkompartiment, einem schlecht leitenden Fettkompartiment und einem gut leitenden äußeren Hautkompartiment besteht. Die Muskelfasern sind darin parallel zur Zylinderlängsachse angeordnet. Das Potential einer motorischen Einheit wird in diesem Modell als Summe einer bestimmten Zahl von Muskelfasern mit (in Grenzen) zufällig variierender räumlicher Lage simuliert.

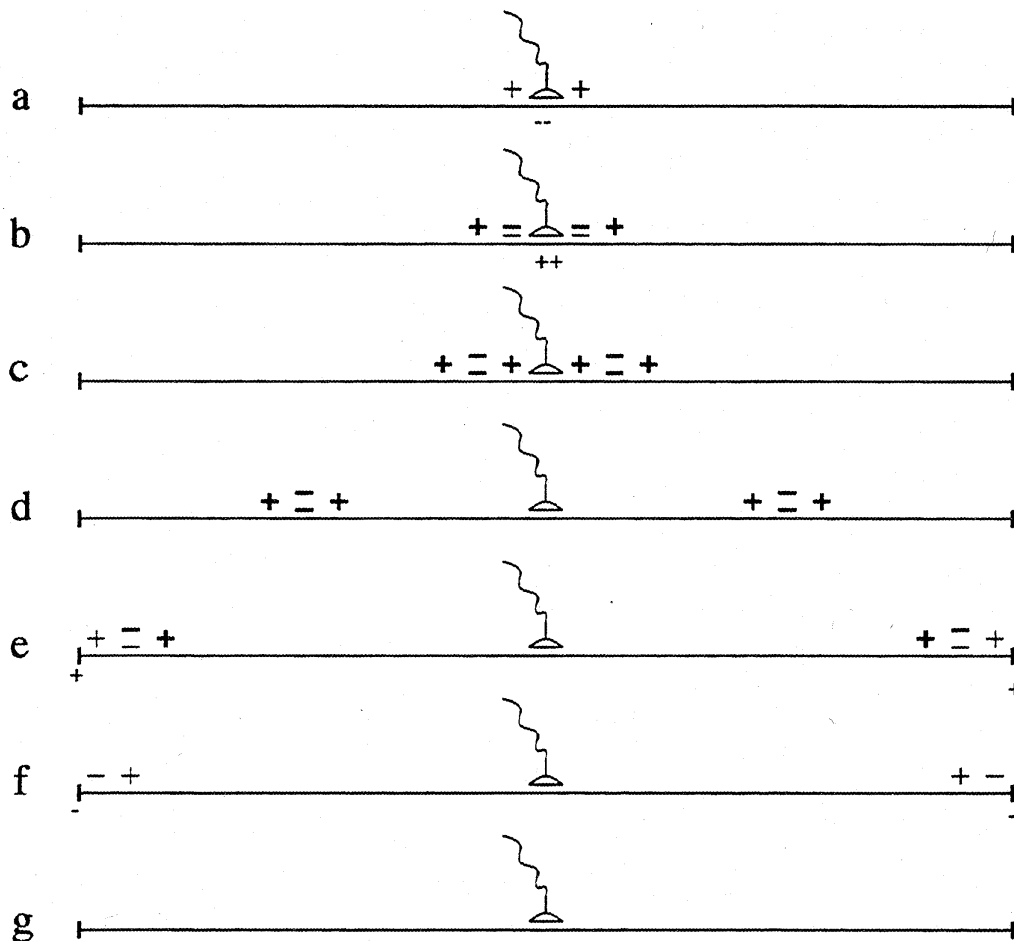


Abb. 3.2: Beschreibung des Muskelfaseraktionspotentials durch fortgeleitete lineare Quadrupole (Fig. 3.2. aus Blok 1997). Jeder Teil a-g zeigt dieselbe Muskelfaser zu aufeinanderfolgenden Zeitpunkten der Muskelfasererregung. a: An der in der Mitte der Muskelfaser gelegenen motorischen Endplatte löst ein Nervenfasersaktionspotential ein Muskelfaseraktionspotential aus. Die Depolarisationsphase des Muskelfaseraktionspotentials lässt sich durch einen Dipol (+-) beschreiben. b: Die Fortleitung des Potentials lässt den führenden Dipol zunehmen und nach beiden Seiten wandern. Unter der motorischen Endplatte beginnt bereits die Repolarisationsphase, die durch einen entgegengesetzt gerichteten Dipol beschrieben wird. c: Das voll ausgebildete Aktionspotential entspricht einem führenden Dipol (Depolarisation) und einem folgenden Dipol (Repolarisation), die beide das gleiche Dipolmoment aber entgegengesetzte Richtung haben (symbolisiert als +--+, oder +-+). Diese Konfiguration entspricht einem linearen Quadrupol. d: Fortleitung. e: Der führende Dipol erreicht das Faserende und verliert an Stärke. f: Der führende Dipol ist erloschen. Der folgende Dipol bleibt länger erhalten. g: Die Repolarisation ist abgeschlossen, die Muskelfaser ist nach außen elektrisch neutral.

Beispiele für Potentialverteilungen motorischer Einheiten, die mit diesem Modell berechnet wurden, zeigt Abbildung 3.3. Teil A zeigt das Potential einer 5 mm tief gelegenen Einheit an mehreren Elektroden im Abstand von 1 cm parallel zur Muskelfaser und direkt über der motorischen Einheit. Die Simulation entspricht einer monopolaren Elektrodenanordnung (synonym: unipolar, belly-to-tendon montage), d. h. einer über dem Muskel gelegenen sogenannten aktiven Elektrode und einer entfernten Referenz. Es beginnt mit einer initial negativen Auslenkung über der motorischen Endplatte. Über dem seitlichen Teil der Muskelfasern erscheint der negative Peak, der den negativen Polen (=) des fortgeleiteten linearen Quadrupols ($++$, Abb. 3.2c, d) entspricht, um die aus der Leitgeschwindigkeit folgende Latenz später. Am Muskelfaserende erlischt zuerst der führende Dipol, so daß kurzzeitig eine dipolare Quelle bestehen bleibt (Abb. 3.2e, f). Dipolare Quellen können Potentiale hervorrufen, die mit der Entfernung von der Quelle kaum abnehmen (far-field potentials, Stegeman et al. 1997). Das positive Sehnenpotential ist deshalb an allen Elektroden etwa gleich stark und nimmt auch entlang des Umfangs des Zylinders (Arms) nur langsam ab. Bipolare Ableitungen entstehen durch Plazierung beider Elektroden auf dem Muskel oder durch Subtraktion der entsprechenden monopolaren Signale (Abb. 3.3B, Elektrodenabstand 2 cm). Zweckmäßig ist dabei im wesentlichen die Ausrichtung des bipolaren Elektrodenpaares in der Längsrichtung der Muskelfaser. Dabei hat das positive Sehnenpotential an beiden Elektrodenpositionen fast die gleiche Amplitude, so daß das bipolare Potential nahezu ausschließlich durch fortgeleitete Komponenten erzeugt wird. Abbildung 3.3C, D zeigt die Simulation eines Potentials, das von einer 1 cm tiefen Einheit generiert wird. Dabei wird vor allem die geringere Amplitude des fortgeleiteten Anteils deutlich, während das positive Sehnenpotential weniger abgenommen hat (Roeleveld et al. 1997b, Roeleveld et al. 1997c). Den Einfluß einer gegenüber Abbildung 3.3A, B halbierten Muskelfaserleitgeschwindigkeit zeigt Abbildung 3.3E, F. Hier fällt vor allem die Potentialverbreiterung auf.

Das oben beschriebene Modell der Potentialentstehung und Volumenleitung ist auf die Simulation von Extremitätenmuskeln zugeschnitten und wurde für den M. biceps brachii validiert. Die Übertragbarkeit auf motorische Einheiten des M. vastus lateralis wurde von van Alphen (2000) experimentell bestätigt. Eine qualitativ ähnliche Morphologie wurde auch für das Summenaktionspotential der Thenarmuskulatur beschrieben (Lateva et al. 1996, van Dijk et al. 1999), auch wenn auf Grund der

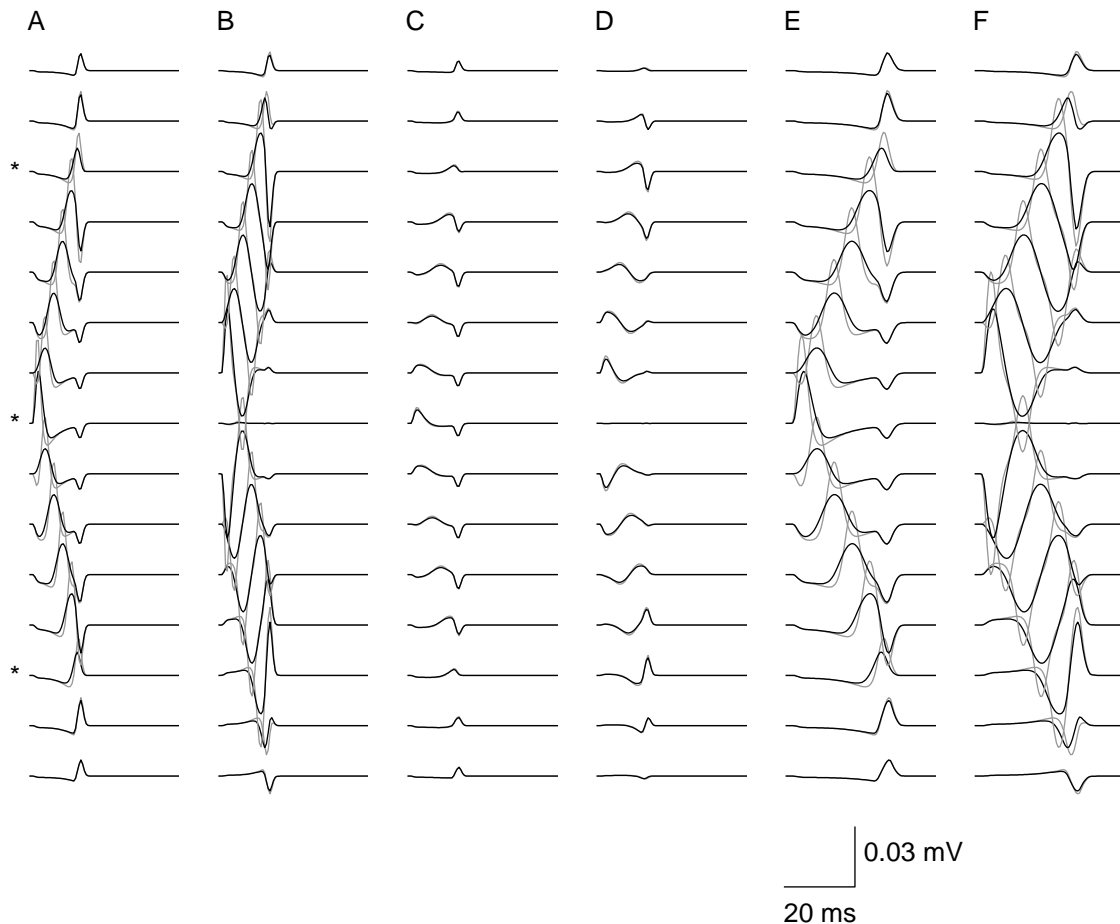


Abb. 3.3: Modellierte Potentialverteilungen motorischer Einheiten. Computersimulation mittels ANVOLCON (Blok 2000). A, B: oberflächliche motorische Einheit (5 mm tief). C, D: tiefe Einheit (10 mm). E, F: oberflächliche motorische Einheit wie in A, B jedoch mit halbierten Muskelfaserleitgeschwindigkeit (2 m/s). A, C, E: monopolar, Elektrodenabstand 1 cm. B, D, F bipolare Montage (Elektrodenabstand 2 cm). Abstand der einzelnen Ableitungen 1 cm. Grau: punktförmige Elektroden. Schwarz: Elektrodendurchmesser 1,5 cm. Lage der Elektroden direkt über der motorischen Einheit und parallel zum Faserrichtung. * Lage von motorischer Endplatte und Muskelfaser-Sehnen-Übergang. Auslenkungen nach oben entsprechen einem oberflächennegativen monopolaren Potential.

Übrige Modellparameter: Länge des Zylinders: 25,6 cm. Durchmesser 8 cm, Haut 2 mm Leitfähigkeit 1 S/m, subkutanes Fettgewebe 2mm 0,05 S/m, Muskel axial 0,1 S/m, radial 0,5 S/m. 100 Fasern mit motorischen Endplatten in der Mitte der Faser (SD 2 mm), Faserlänge 10 cm, SD der Endpositionen je 1 mm, SD des Erregungsbeginns 0,2 ms, Länge der führenden und folgenden Dipols: 2 bzw. 6 mm. Leitgeschwindigkeit 4 m/s bzw. 2 m/s

geringeren Muskelfaserlänge die einzelnen Komponenten weniger gut abgrenzbar sind. Bei der supramaximalen Stimulation des N. medianus am Handgelenk kommt es zur nahezu gleichzeitigen Aktivierung aller motorischen Einheiten, was einer direkten Addition aller Einzelpotentiale entspricht. Obwohl sich die Potentiale der motorischen Einheiten hinsichtlich ihrer zeitlichen (Lateva und McGill 1999) und räumlichen (Blok et al. 1999) Eigenschaften etwas unterscheiden, gleicht ihre qualitative Morphologie der des Summenaktionspotentials. Gerade diese Eigenschaft wird zur Schätzung der Zahl der

motorischen Einheiten in einem Muskel herangezogen (McComas 1998). Auf Grund dieser Ähnlichkeiten gehen wir davon aus, daß das o. g. Modell auch auf den M. trapezius übertragbar ist, quantitative Aussagen jedoch die Berücksichtigung der (komplizierten) Volumenleitung im Rumpf erfordern würden.

3.2.1.2 Das Entladungsmuster des Motoneurons

Neben dem Potential der einzelnen motorischen Einheit muß das Entladungsmuster der motorischen Einheiten des Muskels betrachtet werden, um das willkürliche EMG zu erklären. Dabei sind die Rekrutierung (ist eine Einheit aktiv oder nicht) und das Entladungsmuster (in welchen Zeitabständen ist sie aktiv) wesentlich. Die meisten experimentellen Daten hierzu beziehen sich auf isometrische Kontraktionen mit konstanter oder sich langsam verändernder Kraft. Dies ist im wesentlichen eine Folge der Grenzen der üblichen Nadel-EMG Techniken. Um einer motorischen Einheit über Minuten folgen zu können, müssen Bewegungen der Nadelspitze minimiert werden. Zudem sind Relativbewegungen von Nadel und Muskel zumeist schmerzhaft, während die Nadel selbst kaum Schmerzen auslöst. Die meisten Untersuchungen betreffen zudem geringe und mäßige Kräfte, da die Identifizierung aller Entladungen einer motorischen Einheit bei dem dichten Interferenzmuster bei großen Kräften schwierig und zeitaufwendig ist. Eine zuverlässige EMG-Dekomposition bei Kräften bis zu 100 % MVC ist bisher nur mit der Methode der „Precision Decomposition Technique“ bei Verwendung einer speziellen drei-Kanal-Nadel beschrieben (LeFever und De Luca 1982, LeFever et al. 1982). Unter diesen Bedingungen folgt die Rekrutierung der motorischen Einheiten einer festen Reihenfolge (Denny-Brown und Pennybacker 1938), die durch die Größe des Motoneurons definiert wird (Henneman 1957). Zahlreiche Eigenschaften motorischer Einheiten sind dabei untereinander korreliert. Große Motoneurone erreichen dabei ihre Schwelle zuletzt, haben schnelleitende Axone, innervieren viele, dicke, schnell-ermüdbare Muskelfasern mit großer Glykolysekapazität, geringem oxidativen Stoffwechsel, hoher Muskelfaserleitgeschwindigkeit und kurzer Kontraktionszeit. Dadurch erfolgt ohne „Rechenaufwand“ für das Zentralnervensystem eine optimale Selektion der zu aktivierenden motorischen Einheiten (Kernell 1992). Um eine hohe Präzision zu erreichen sind die meisten motorischen Einheiten klein, so daß bei 10 % MVC bereits etwa 50 % der Einheiten rekrutiert sind (Kernell 1992). Die Reihenfolge der Rekrutierung ist durch das Größenprinzip nach Henneman nicht vollständig

festgelegt, Abweichungen davon scheinen jedoch zufällig zu sein. Insbesondere Einheiten mit ähnlichen Rekrutierungsschwellen können sich abwechseln (Bawa et al. 1999). Dabei ist jedoch zu beachten, daß die Gruppe der gemeinsam aktivierten Motoneurone (motoneuron-pool) nicht notwendigerweise einem anatomisch definierten Muskel entsprechen muß, sondern durch die Richtung der Kraft festgelegt ist (Stephens et al. 1999). Erst in jüngster Zeit gibt es einige Hinweise auf die abwechselnde Aktivierung von Gruppen motorischer Einheiten bei langandauernden ermüdenden Kontraktionen, die als „substitution“, „rotation“ oder „alternation“ bezeichnet wurden (Semmler et al. 1999, Westgaard und De Luca 1999).

Einen zweiten Mechanismus der Kraftregulierung stellt die Modulation der Entladungsrate dar. Bei Rekrutierung entladen motorische Einheiten mit Frequenzen um 8-10 Hz, die bei zunehmender Kraft auf bis zu etwa 40-50 Hz ansteigen (Kernell 1992, Enoka 1995). Dabei steigt auch die je Einheit generierte Kraft mit der Entladungsrate, wobei kleine, langsame Einheiten ihre maximale Kraft eher erreichen. Rekrutierung und Zunahme der Entladungsrate sind dabei nicht unabhängig voneinander. In distalen Muskeln verlaufen beide Prozesse parallel (De Luca und Erim 1994, Erim et al. 1996), während in proximalen Muskeln, einschließlich dem M. trapezius, zunächst der Kraftzuwachs durch Rekrutierung erfolgt, während die Entladungsrate erst bei hoher Kraft ansteigt (Dorfman et al. 1989, Westgaard 1999). Eine Sonderform der Kraftregulierung durch die Entladungsrate stellen die sogenannten „doublets“, Entladungen mit einem Intervall von unter 20 ms dar (Bawa und Lemon 1993, Bawa et al. 1999, Thomas et al. 1999). Diese treten möglicherweise bevorzugt in distalen Muskeln auf. Die Regulation der Kraft durch das Entladungsmuster kann durch Training beeinflusst werden. Krafttraining führt initial zu einer Erhöhung der MVC ohne Steigerung des Muskelquerschnittes, indem die maximale Entladungsrate ansteigt und mehr doublets auftreten (Enoka 1997, van Cutsem et al. 1998).

3.2.2 Zur quantitativen Analyse des Oberflächenelektromyogramms

Die vollständige Beschreibung des SEMG würde einer Dekomposition in die zugrundeliegenden Potentiale motorischer Einheiten und deren Entladungsmuster erfordern. Für die meisten Signale ist dies nicht möglich, so daß die Quantifizierung üblicherweise durch statistische Methoden erfolgt, die keine Kenntnisse über die zugrundeliegende Physiologie erfordern. Als Maße für die „Menge an SEMG“ werden

am häufigsten das gleichgerichtete und geglättete SEMG (averaged rectified value, ARV) und die RMS (root mean square value, Wurzel aus dem Mittelwert über das quadrierte SEMG eines Zeitabschnittes) verwendet (Basmajian und De Luca 1985). Beide Maße sind sowohl von der Zahl der rekrutierten motorischen Einheiten als auch von deren Entladungsrate abhängig. Sie werden in unterschiedlichem Maße durch Phasenauslöschung beeinflusst. Da bei willkürlichen kraftkonstanten isometrischen Kontraktionen die Entladungsmuster der Motoneurone untereinander kaum korreliert sind, erweisen sich diese Unterschiede von geringer praktischer Bedeutung. Beide Maße steigen mit der Kraft an. Dieser Anstieg ist meist etwa linear. Es werden jedoch auch Relationen zwischen Kraft und SEMG beschrieben, die einen flachen Anstieg bis etwa 50 % MVC und einen etwas steileren Anstieg zwischen 50 % und 100 % MVC haben. Dies wird durch die Verschiebung der Relation von Rekrutierung und Entladungsratenmodulation mit steigender Kraft erklärt (Basmajian und De Luca 1985). Die absoluten Werte der RMS zeigen im Allgemeinen große interindividuelle Schwankungen, so daß meistens eine intraindividuelle Normierung erfolgt (Mathiassen et al. 1995, Bao et al. 1997). Diese erlaubt dann den besseren interindividuellen Vergleich von Veränderungen bei Ermüdung oder den Vergleich zwischen motorischen Aufgaben (Anders et al. 1997). Ein Teil dieser Unterschiede ist durch die Variation der Lage der Elektroden verursacht, da insbesondere in der Nähe der motorischen Endplatten die RMS des bipolaren SEMG sehr stark schwanken kann (Jensen et al. 1993b). Eine Möglichkeit zur Minimierung dieser Variation ist die Verwendung von Mehrkanalableitungen und die nachfolgende Selektion bestimmter Kanäle entsprechend der Lage von motorischen Endplatten und Muskelfaser-Sehnen-Übergängen.

Zur Untersuchung der Zusammensetzung des SEMG-Signals wird insbesondere die Spektralanalyse verwendet (Übersicht bei Merletti et al. 1999). Dabei wird das Signal mit Hilfe der schnellen Fourier Transformation (fast Fourier transformation, FFT) in einzelne Frequenzen aufgespalten. Aus dem Leistungsspektrum werden beispielsweise die Medianfrequenz (teilt das Leistungsspektrum in zwei flächengleiche Teile) oder die mittlere Frequenz bestimmt (Basmajian und De Luca 1985). Die Hauptanwendung dieser Variablen liegt in der Untersuchung von Ermüdungsvorgängen, bei denen eine Abnahme der Muskelfaserleitgeschwindigkeit auftritt. Die Verlangsamung im Zeitbereich, erstmals beschrieben von Piper (1912), ist dann an einer Kompression im Frequenzbereich ablesbar (Hägg 1992, Hägg und Kadefors 1996, Merletti und LoConte 1997). Die

absoluten Werte der MF hängen wiederum von der Potentialform und damit von der Lage der Elektrode ab. Die MF des bipolaren SEMG ist hoch über den motorischen Endplatten und dem Muskel-Sehnen-Übergang (Roy et al. 1986, Hogrel et al. 1998), während die MF des monopolaren SEMG über der Endplatte niedrig ist (Lateva et al. 1993). Im allgemeinen wird ein Anstieg der MF mit zunehmender Kraft gefunden, der durch die Rekrutierung größerer und damit schnelleitender motorischer Einheiten verursacht wird. Die Abhängigkeit der MF von der Kraft ist damit vor allem im unteren Kraftbereich gegeben (Gerdle et al. 1991, Hägg 1992, Mannion und Dolan 1996, Seki und Narusawa 1998, Mannion 1999). Die spektrale Zusammensetzung des SEMG ist auch vom Entladungsmuster der aktiven motorischen Einheiten abhängig. Sobald die Motoneurone nicht unabhängig voneinander feuern, d. h. sobald Synchronisation auftritt, erscheinen zusätzliche Komponenten mit Frequenzen bis zu etwa 40 Hz im SEMG-Spektrum, wodurch die MF absinkt (Hägg 1992). Die Synchronisation zweier Motoneurone ist eine Folge der überlappenden Innervation durch Axonkollateralen desselben Neurons und ist zumindest teilweise kortikalen Ursprungs (Conway et al. 1995, Halliday et al. 1998, Brown 2000).

Die Muskelfaserleitgeschwindigkeit kann aus dem SEMG bestimmt werden, wenn mindestens zwei bipolare Kanäle von mindestens drei linear angeordneten Elektroden abgeleitet werden. Aus der Zeitverschiebung der Signale zwischen den Elektroden kann dann die Leitgeschwindigkeit berechnet werden (Übersicht in Zwarts und van Dijk 1998). Die Elektroden müssen dabei parallel zur Faserrichtung und in ausreichendem Abstand zu Endplatten und Sehnen platziert werden, da sonst zu hohe Werte gemessen werden (Hogrel et al. 1998). Die Methode ist deshalb auf lange Muskeln beschränkt und erfordert Elektrodenabstände von 1 cm oder darunter. Selbst damit lassen sich im M. trapezius nicht bei allen Probanden Leitgeschwindigkeiten bestimmen (Hägg 1993). Am geeignetsten für solche Messungen sind Elektrodenraster oder Elektrodenreihen mit Abständen unter 1 cm (Masuda und Sadoyama 1987, Hogrel et al. 1998, Rainoldi et al. 1999).

Mehrkanal-SEMG Ableitungen erlauben aber auch die systematische Untersuchung der Topographie von SEMG-Variablen mit Hilfe des Interferenz-Mappings (Schumann et al. 1991, Scholle et al. 1992a, Schumann et al. 1992), d. h. der zweidimensionalen Kartierung von SEMG-Variablen. Beim M. biceps brachii wurde dabei eine Verschiebung des Maximums des monopolaren SEMG-Maps nach proximal und medial

bei steigender Kraft nachgewiesen (Scholle et al. 1992b). Bei der Analyse der Potentialmorphologie einzelner motorischer Einheiten zeigte sich, daß dies durch die Lage der Endplatten verursacht wird (Roeleveld et al. 1998). Die Map-Verschiebung findet vor allem im Kraftbereich bis 20 % MVC statt, während im Bereich von 20 % bis 100 % MVC kaum noch Veränderungen erfolgen. Dies steht mit der o. g. Tatsache einer Rekrutierung vieler Einheiten bei niedriger Kraft und der anschließenden Entladungsratenmodulation im Einklang. Bei der SEMG-Topographie des M. biceps brachii handelt es sich damit offenbar um eine weitere Variable in der Familie „size-parameter“. Ein Ziel der vorliegenden Arbeit war es deshalb, die Hypothese eines ähnlichen Mechanismus im M. trapezius zu prüfen (Kapitel 5). Jensen und Westgaard (1995, 1997) fanden Hinweise auf eine „functional subdivision“, d. h. auf unterschiedliche Reaktion der Anteile des M. trapezius, bei Abduktion und Anteversion im Schultergelenk.

Die o.g. SEMG-Variablen unterscheiden sich für die gleiche Kontraktion zwischen den Probanden und beim gleichen Probanden von einer Wiederholung der Kontraktion zur nächsten. Ein Teil dieser Variation ist auf anatomische Unterschiede zwischen Probanden (Größe, Dicke von Gewebsschichten, Muskelfasertypen) zurückzuführen, die jedoch im Experiment nicht unmittelbar zugänglich sind. Unterschiede in den Wiederholungen äußerlich gleicher Kontraktionen sind Ausdruck der zufälligen Aktivierung von motorischen Einheiten. Diese Variabilität macht es erforderlich statistische Methoden anzuwenden, um tatsächliche Unterschiede der SEMG-Variablen von zufälligen Schwankungen zu unterscheiden.

Zur ausreichend genauen Bestimmung von RMS und MF müssen diese über ausreichend lange Zeitspannen ermittelt werden. Die RMS muß über einen Zeitraum von mindestens 0,25 bis 0,5 s (1 bis 2 s bei geringer Kontraktionskraft) gemittelt werden. Für die Bestimmung der MF werden Epochen von mindestens 0,5 bis 1 s empfohlen (Merletti et al. 1999). Die lineare Regression wird verwendet, um Trends der SEMG-Variablen im Verlauf einer Kontraktion, insbesondere bei Muskelermüdung, zu beschreiben. Obwohl auch logarithmische Regression und nicht-parametrische Indices diskutiert wurden, sind Regressionsverfahren ausreichend genau und werden wegen ihrer Einfachheit bevorzugt (Merletti und LoConte 1991).

Unterschiede zwischen zwei Kontraktionen können mit Hilfe gepaarter t-Tests auf Signifikanz geprüft werden. Werden die gleichen Probanden unter mehr als zwei

Bedingungen (Kräften, Haltungen) untersucht, kann die Varianzanalyse (ANOVA, analysis of variance) mit Meßwiederholungen angewendet werden, um signifikante Mittelwertsdifferenzen von zufälligen zu unterscheiden. Dabei wird die Gesamtvarianz (Summe der quadrierten Abweichungen vom Mittelwert über alle Daten) in einen experimentell erklärbaren Anteil von Mittelwertsdifferenzen und die Residualvarianz aufgespalten. Übersteigt der durch die Gruppierung anhand der Meßbedingungen erklärbare Anteil an der Gesamtvarianz einen bestimmten Betrag, wird das Ergebnis als signifikant bezeichnet. Zufällig variierende Messungen könnten solche Mittelwertunterschiede höchstens in einem von 20 Fällen ($p < 0,05$) hervorbringen, so daß von einem tatsächlichen Effekt ausgegangen werden darf (Bortz 1993).

Die Topographie des Verhaltens einer SEMG-Variablen kann auch varianzanalytisch untersucht werden, wenn die Elektrodenposition als Innersubjektfaktor der ANOVA berücksichtigt wird. Diese Methode wird bei der topographischen Analyse von ereigniskorrelierten Hirnpotentialen benutzt (z. B. Praamstra et al. 1995) und wird im Rahmen der vorliegenden Arbeit erstmals für das SEMG-Interferenz-Mapping angewendet (Kapitel 5). Um die Ergebnisse leichter interpretieren zu können, werden die Elektroden des rechteckigen Gitters in Reihen und Spalten gruppiert, die parallel und senkrecht zur Muskelfaser ausgerichtet sind. Einflüsse der Fortleitung des Aktionspotentials und der Endplattenposition sollten sich in Veränderungen parallel zur Muskelfaser niederschlagen, während die Rekrutierung unterschiedlicher Muskelanteile die Verteilung senkrecht dazu beeinflusst.

Die Lage der kortikalen Repräsentation eines Muskels läßt sich durch Mapping des Muskelpotentials nach transkranieller Magnetstimulation an einer Vielzahl von Punkten auf der Schädeloberfläche bestimmen. Die Quantifizierung einer Verschiebung des Zentrums der kortikalen Erregbarkeit erfolgt durch den Schwerpunkt des Maps (Cohen et al. 1998, Liepert et al. 1999). Diese Methode wurde hier erstmals auf das SEMG übertragen: Eine Verschiebung der Lage des Maximums der RMS schlägt sich in den Koordinaten des Schwerpunktes nieder, während eine gleichmäßige Zunahme der RMS mit der Kontraktionskraft den Schwerpunkt unverändert läßt. In der vorliegenden Arbeit wird der Schwerpunkt der RMS des monophasischen SEMG zur Quantifizierung von SEMG-Interferenz-Maps herangezogen. Die Schwerpunktkoordinaten in Faserrichtung und senkrecht dazu werden varianzanalytisch untersucht.

3.2.3 Zum Einfluß von neuromuskulärer Ermüdung auf das Oberflächenelektromyogramm

Ermüdung ist ein Symptom zahlreicher Krankheiten, tritt jedoch auch physiologischerweise bei andauernder motorischer Aktivität auf. Bei dynamischer Arbeit großer Muskelgruppen (z. B. Laufen, Fahrradfahren) ist die kardiopulmonale Leistungsfähigkeit, d. h. die Sauerstoffversorgung des gesamten Körpers der begrenzende Faktor. Konzentriert sich die motorische Aktivität auf einzelne Muskeln oder Muskelgruppen, bestimmt Ermüdung innerhalb des Muskels oder in seiner neuronalen Ansteuerung die Leistung. Neuromuskuläre Ermüdung wird entsprechend als tätigkeitsinduzierte Reduktion der Fähigkeit zur Produktion von Muskelkraft oder -leistung definiert. Dabei ist es ohne Bedeutung, ob die Kontraktion durchgehalten wird. Gandevia et al. (1995) formulieren folgendermaßen:

Muscle fatigue: any exercise-induced reduction in the ability to exert muscle force or power, regardless of whether or not the task can be sustained.
(Gandevia et al. 1995)

Der zweite Satzteil dient dabei zur Abgrenzung des Begriffes Erschöpfung (exhaustion), wobei Ermüdung den Prozeß und Erschöpfung das Ergebnis darstellt. Aus der Definition wird deutlich, daß es notwendig sein wird, die aktuelle Muskelkraft und die maximale Muskelkraft zu messen. Diese ist folgendermaßen definiert:

Maximal voluntary contraction [MVC]: a voluntary contraction which a subject believes to be maximal that is performed with continuous feedback and encouragement. (Gandevia et al. 1995)

Ob die Kraft einer willkürlichen Kontraktion maximal ist, läßt sich mit Hilfe der sogenannten twitch-interpolation technique untersuchen. Dabei wird der motorische Nerv des Muskels in seinem Verlauf oder über dem Muskel stimuliert. Fügt der elektrische Stimulus noch Kraft zu, liegt eine unvollständige Aktivierung vor. Motivierte Probanden können eine nahezu vollständige Muskelaktivierung erreichen. Jedoch sind mehrere Versuche zur Bestimmung der MVC notwendig, da eine maximale Aktivierung nicht in jedem Versuch erreicht wird (Allen et al. 1998, DeSerres und Enoka 1998). Mit der twitch-interpolation technique kann die Lokalisation von Ermüdung als zentral (proximal des motorischen Axons) oder peripher (neuromuskulärer Übergang und Muskelfaser) erfolgen. Zentrale Ermüdung wird somit definiert als:

Central fatigue: a progressive exercise-induced reduction in voluntary activation of a muscle (usually assessed in maximal voluntary contractions with twitch interpolation). (Gandevia et al. 1995)

In der Arbeitsphysiologie existiert das Konzept der Dauerleistungsgrenze für statische Muskularbeit. Diese wird mit 15 % MVC, vielleicht auch mit nur 5 bis 10 % MVC angegeben (Ulmer 1995). Dies ist insbesondere deshalb bemerkenswert, weil es sich auf Experimente bezieht, bei denen Haltezeiten für Kräfte zwischen 20 % und 100 % MVC bestimmt wurden (Rohmert 1960). Es wurde jedoch gezeigt, daß auch statische Haltearbeit mit geringer Kraft zu Muskelermüdung führt. Beispielsweise führt eine Kontraktion mit 5 % MVC zu einer Reduktion der MVC um 12 % innerhalb einer Stunde (Jorgensen et al. 1988).

Nachdem oben eine Definition von muskulärer Ermüdung gegeben wurde, soll im folgenden auf biochemische Aspekte bei Muskelermüdung und deren Einfluß auf das Muskelfaseraktionspotential und das SEMG eingegangen werden.

Muskuläre Ermüdung wurde in zahlreichen verschiedenen Protokollen mit statischer oder dynamischer Belastung sowie mit konstanter oder wechselnder Kraft untersucht. Die meisten SEMG-Untersuchungen beziehen sich auf isometrische Kontraktionen. Bei isometrischer Kontraktion mit maximaler Kraft für eine gewisse Zeit kommt es zur Abnahme der Kraft auf Grund von peripherer und zentraler Ermüdung, wobei die peripheren Faktoren überwiegen. Der intramuskuläre Druck ist dabei so hoch, daß die Blutzirkulation stark vermindert ist und es zum Mangel an energiereichen Substraten, zur lokalen pH-Verminderung und zur extrazellulären Ansammlung von Kaliumionen kommt (Sjogaard 1996, Vollestad 1997). Dadurch verändert sich die Erregbarkeit der Muskelfasermembran und die Leitgeschwindigkeit sinkt, was zur Verminderung der MF führt (Basmajian und De Luca 1985). Die Leitgeschwindigkeit schnellleitender und langsamleitender Muskelfasern nimmt dabei um den gleichen Faktor ab (van der Hoeven et al. 1993). Nach dem Ende der Kontraktion kommt es zur Erholung der Muskelfaserleitgeschwindigkeit und der MF innerhalb weniger Minuten und zum anschließenden Anstieg auf „supernormale“ Werte (van der Hoeven et al. 1993).

Die Anreicherung von Metaboliten erregt Typ-III- und Typ-IV-Afferenzen, die eine Hemmung der homologen spinalen Motoneurone bewirken, so daß die Entladungsrate abnimmt (Gandevia 1998). Die verminderte Entladungsrate stellt eine

Anpassung an die ermüdungsbedingt langsamere Relaxation der Muskelfasern dar und wurde als „muscle wisdom“ bezeichnet (Garland und Kaufman 1995). Durch die verminderte Entladungsrate sinkt die RMS des SEMG ab. Transkranielle Magnetstimulation zeigt eine ermüdungsbedingte Zunahme der kortikalen Erregbarkeit sowie eine leichtere Aktivierbarkeit inhibitorischer Prozesse als Korrelate der zentralen Ermüdung (Taylor et al. 1996).

Bei isometrischen, kraftkonstanten Kontraktionen, die bis zur Erschöpfung durchgeführt werden, wird im allgemeinen ein Anstieg der RMS des SEMG gefunden. Dieser kommt durch Rekrutierung neuer motorischer Einheiten und Zunahme der Entladungsrate zustande und ist selbst bei einer Kraft von 4 % MVC nachweisbar (Caffier et al. 1993). In Abhängigkeit von der Höhe der Kraft kann es auch hier zur Behinderung der Zirkulation mit extrazellulärer Anreicherung von Kaliumionen und Verminderung von Leitgeschwindigkeit und MF kommen (Sjogaard und McComas 1995, Sjogaard 1996). Während der intramuskuläre Druck im M. vastus lateralis bei 70 % MVC konstant bleibt, führt Ermüdung bei 25 % MVC zu einem kontinuierlichen Wassereinstrom mit einem Anstieg des Druckes auf die gleichen Werte wie bei Erschöpfung (Crenshaw et al. 1997). Auf Grund der Begrenzung des Muskelkompartiments durch Knochen oder Faszien variieren die Drücke zwischen den Muskeln erheblich. Der Druck im M. supraspinatus erreicht schon bei geringen Kräften Werte, die den Blutstrom einschränken, was als Ursache für Schulterschmerz diskutiert wurde (Järvholm et al. 1991). Insgesamt findet sich bei Kräften oberhalb von etwa 40 % MVC zuverlässig ein Abfall der Muskelfaserleitgeschwindigkeit und der MF. Bei geringen Kräften führen die gegenläufigen Effekte von Rekrutierung neuer motorischer Einheiten mit hoher Leitgeschwindigkeit und Verminderung der Leitgeschwindigkeit der bereits aktiven Einheiten zu uneinheitlichem Verhalten der MF (Arendt-Nielsen et al. 1989, Caffier et al. 1993, Öberg et al. 1994). Im allgemeinen sinkt die MF bei Ermüdung stärker als die Muskelfaserleitgeschwindigkeit, was als Hinweis auf zunehmende Synchronisation gesehen wird (Hägg 1992, Merletti et al. 1991, Merletti und LoConte 1997). Selbst wenn die Leitgeschwindigkeit unverändert bleibt, kann die MF sinken (Krogh-Lund und Jorgensen 1992, Krogh-Lund 1993). Simulationen zeigen, daß Synchronisation einen deutlichen Einfluß auf das Spektrum des SEMG hat (Hermens et al. 1992, Yao et al. 2000), jedoch fehlt bisher ein direkter experimenteller Nachweis von zunehmender Synchronisation bei Ermüdung.

Statisch-intermittierende Kontraktionen zeigen (in Abhängigkeit von der Dauer der Kontraktionsphasen) eine Überlagerung von Ermüdungs- und Erholungsreaktionen. Van der Hoeven und Lange (1994) fanden bei intermittierenden Kontraktionen des *M. biceps brachii* bei 50 % MVC und einer Dauer der Kontraktionsphasen von 33 % der Gesamtzeit eine konstante bzw. leicht abfallende MF. Bei Kontraktionsphasen von 25 % und 20 % der Gesamtzeit kam es zum Anstieg der MF und der Leitgeschwindigkeit. Bereits durch kurze Pausen steigt die Ausdauer bei statisch-intermittierenden Kontraktionen überproportional an, jedoch verliert der Muskel mehr Kalium und erholt sich langsamer (Byström et al. 1991).

Isoelektrische Kontraktionen stellen eine weitere Möglichkeit zur Messung isometrischer Ermüdung dar. Dabei wird der Proband aufgefordert, statt der Kraft die auf einem Bildschirm dargestellte RMS des SEMG konstant zu halten. Dabei kommt es zur Abnahme der Kraft (Hägg und Ojok 1997, Mathiassen und Aminoff 1997).

Dynamische Kontraktionen zeigen prinzipiell die gleichen Charakteristika wie statisch-intermittierende. Vor allem bei hohen Kräften und langer Zyklusdauer kommt es zur spektralen Kompression, in jedem Falle steigt die RMS an (Elert und Gerdle 1989, Potvin und Bent 1997, Masuda et al. 1999).

3.2.4 Oberflächenelektromyographie bei Bildschirmarbeit

Bereits 1949 wurde von Akerblom das SEMG der lumbalen paravertebralen Muskulatur in verschiedenen Sitzhaltungen untersucht und nachgewiesen, daß es sowohl zum Sitzen mit als auch zum Sitzen ohne Rückenlehne keiner nachweisbaren Aktivität der Rückenmuskulatur bedarf (Akerblom 1949). Die vermutlich ersten arbeitsmedizinischen SEMG- und Nadel-EMG-Ableitungen stammen von Lundervold (1951), der Muskeln des Armes und der Schulter beim Maschineschreiben und bei Arbeit an mechanischen Rechenmaschinen untersucht hat. Bei Patienten mit arbeitsbezogener Myalgie ließen sich mit konzentrischen Nadelelektroden keine pathologischen Potentiale motorischer Einheiten und keine pathologische Spontanaktivität nachweisen. Er fand jedoch mehr kontinuierliche Entladungen von motorischen Einheiten. Außerdem wurde ein Anstieg des EMG mit der Tischhöhe sowie mit zunehmender Ermüdung beschrieben.

Die systematische quantitative Verwendung des SEMG für arbeitsphysiologische Langzeitregistrierungen unter realen Arbeitsbedingungen wurde erst mit der Einführung der Methode der „amplitude probability distribution function“ (APDF) durch Jonsson

(1978, 1988) möglich. Dabei wird das Signal in Abschnitte von 200 ms zerlegt, deren RMS berechnet wird. Über den gesamten Meßzeitraum wird eine Häufigkeitsverteilung der RMS bestimmt. Die RMS, die nur in 10 % der Zeit unterschritten wird, wurde als „static load“ (statische Belastung) bezeichnet. Entsprechend wird die RMS, die in 90 % der Zeit unterschritten ist, als „peak load“ und die Mitte der Häufigkeitsverteilung als „median load“ definiert. Durch den Vergleich mit einer maximalen Kontraktion oder bei einer definierten Referenzkontraktion ist die Umrechnung in Kräfte (% MVC) möglich. Selbst wenn sich bei schnellen Bewegungen SEMG und Kraft nicht genau parallel verändern, ist bei der Messung über einen relativ langen Zeitraum ein ausreichend genauer Rückschluß aus der Amplitudenverteilung auf die Kraftverteilung möglich (Hagberg 1979). Insbesondere in der statischen Belastung, d. h. in Kontraktionen, die über lange Zeit andauern, wurde ein Risikofaktor für muskuloskeletale Beschwerden gesehen.

In einer Telekommunikationsfabrik konnte durch Veränderung von Montagearbeitsplätzen die statische Belastung des M. trapezius von 4-5 % MVC auf 1-2 % MVC gesenkt werden, was auch zur Reduktion der Krankheitstage führte (Aaras 1994). Die mediane Belastung des M. trapezius bei Bildschirmarbeit beträgt etwa 5 % MVC, die statische Belastung etwa 1-2 % MVC (Sundelin und Hagberg 1989, Jensen et al. 1993a, Fernström et al. 1994, Vasseljen und Westgaard 1995b, Feng et al. 1997). Um insbesondere diese niedrigen Aktivitäten genauer zu beschreiben, wurde die Analyse von Kontraktionspausen, „SEMG-gaps“ - mindestens 200 ms langen Perioden kompletter Relaxation - vorgeschlagen (Veiersted et al. 1990). Zur genaueren Beschreibung des zeitlichen Verlaufs wurde die APDF von Mathiassen und Winkel (1991) um die zeitliche Dimension zur „exposure variation analysis“ erweitert. Bei Bildschirmarbeitern mit Beschwerden wurde eine verminderte Variabilität gefunden (Hägg und Aström 1997), jedoch kein Unterschied hinsichtlich der Häufigkeit von SEMG-gaps nachgewiesen (Vasseljen und Westgaard 1995a, Vasseljen und Westgaard 1995b).

Mit Hilfe von Reaktionszeit-Aufgaben wurde versucht, die mentale Belastung bei Bildschirmarbeit unter Laborbedingungen zu untersuchen. Dabei zeigte sich, daß der M. trapezius besonders häufig mit einem Anstieg des SEMG reagiert (Waersted und Westgaard 1996). Wenn besonders kurze Reaktionszeiten mit Geld belohnt werden, steigt die SEMG-Aktivität noch weiter an, ohne daß sich die Leistung (Reaktionszeit, Fehlerquote) verbessert (Waersted et al. 1994). Probanden, die in diesem Test eine

höhere SEMG-Aktivität im M. trapezius und weniger SEMG-gaps aufwiesen, hatten häufiger arbeitsbezogene muskuloskeletale Schmerzen der Schulter (Westgaard et al. 1993, Bansevicius et al. 1997).

Simulierte Bildschirmarbeit wurde auch verwendet, um ereigniskorrelierte Hirnpotentiale abzuleiten. Dabei sollten die Probanden vier mal 50 min lang (10 min Pause) die Ergebnisse der automatischen Rechtschreibprüfung eines präparierten Textes prüfen und entscheiden, ob ein markiertes Wort zu ersetzen sei. Der jeweilige Tastendruck wurde als Trigger für die Analyse des der motorischen Reaktion vorausgehenden Bereitschaftspotentials verwendet. Für den Tastendruck „Ersetzen“ zeigte sich eine Amplitudenzunahme des frontal oberflächennegativen und parietal positiven Potentials innerhalb der Arbeitszeit von 50 min. Diese Potentialveränderungen wurden als Korrelate der zunehmenden subjektiven Anstrengung gewertet (Freude und Ullsperger 1994).

Ein Anstieg des SEMG des M. trapezius findet auch unter realen Bildschirmarbeitsbedingungen statt. Hermans und Spaepen (1995) fanden im Verlaufe eines Arbeitstages einen Anstieg des SEMG um 11 % bei beschwerdefreien Probandinnen und einen Anstieg von 21 % bei Probandinnen mit Schmerzen. Eine Amplitudenzunahme des SEMG des M. trapezius wurde auch von Müller (1996) gefunden. Als Ursache dieses Anstiegs kommt neben vermehrter Muskelaktivierung in Folge mentaler Belastung auch die notwendige Kompensation muskulärer Ermüdung in Frage. Um diese Frage genauer zu untersuchen, wurde in der vorliegenden Arbeit die Ableitung des SEMG um die Registrierung von Haltungsveränderungen ergänzt (Kapitel 4).

3.2 Zusammenhänge zwischen Schmerz und Muskelaktivität

Als lokale Muskelschmerzen bezeichnet man solche Schmerzen, die durch Erregung von Nozizeptoren im Muskel ausgelöst werden und am Ort der Läsion empfunden werden. Sie treten vor allem bei mechanischer Muskelschädigung von kurzer Dauer auf. Muskelnozizeptoren reagieren typischerweise nicht auf normale Muskelkontraktion oder Dehnung in physiologischen Grenzen. Besonders stark werden sie durch Bradykinin, Serotonin und eine hohe Kaliumkonzentration erregt. Morphologisch entsprechen Nozizeptoren freien Nervenendigungen, die über marklose C- oder dünn myelinisierte A δ -Axone ins Rückenmark projizieren. Bei Erregung werden

sowohl peripher (sogenannter Axonreflex) als auch zentral Neuropeptide wie Substanz P, „calcitonin gene-related peptide“ und Somatostatin freigesetzt. Die Neuropeptide wirken ihrerseits auf Blutgefäße und führen neben der Ödembildung zur Freisetzung von Bradykinin, Serotonin und Prostaglandinen und potenzieren so die stimulierenden Effekte auf Nozizeptoren. Die Fortleitung des Muskelfaseraktionspotentials setzt Kaliumionen in den Extrazellulärraum frei (Sjogaard 1996). Bei ermüdenden Kontraktionen ist zudem durch einen erhöhten intramuskulären Druck der Abtransport von Kalium vermindert, so daß Ermüdung zur Aktivierung von sensibilisierten Nozizeptoren beitragen könnte (Sejersted und Vollestad 1993). Die auf diese Weise sensibilisierten Nozizeptoren haben auch eine geringere Schwelle für mechanische Stimuli, so daß Druck und Dehnung bei normaler Muskelkontraktion als Schmerz empfunden wird. Bei chronischen Prozessen kommt eine Erhöhung der Innervationsdichte und eine Sensibilisierung auf spinaler Ebene hinzu. (Übersicht bei Mense 1999)

Willkürliche oder unwillkürliche anhaltende Muskelkontraktionen können zur Ischämie des Muskels und damit durch Freisetzung von Neuropeptiden zu Schmerzen führen. Eine weitere Verstärkung der Kontraktion und des Schmerzes im Sinne des Schmerz-Spasmus-Schmerz-(Fehl)-Konzepts findet nicht statt. Eine Erhöhung der Erregbarkeit von spinalen Motoneuronen durch nozizeptive Afferenzen ist nicht nachweisbar. Eher scheint ein Schmerzreiz den Muskel „ruhigzustellen“ (Mense 1999). So führt das Halten eines Gewichtes mit ausgestrecktem Arm auf der schmerzhaften Seite zu einem geringeren Anstieg der RMS und geringeren Frequenzveränderungen des SEMG des M. trapezius (Öberg et al. 1992). Dies ist am ehesten als schmerzbedingte Minderaktivität des M. trapezius und Umverteilung der Kraft auf andere Schultermuskeln (Palmerud et al. 1995) zu erklären. Muskelaktivität kann also Schmerz verursachen, jedoch gibt es keine Hinweise für den umgekehrten Weg (Simonis und Mense 1998).

Myofasziale Triggerpunkte stellen eine weitere mögliche Ursache für Muskelschmerzen dar. Unter Triggerpunkten versteht man punktförmige Verhärtungen des Muskelgewebes, die bei Palpation schmerzhaft sind. Druck auf den Triggerpunkt kann eine lokale Zuckungsreaktion und Schmerzen auslösen. Nach der sogenannten Endplattenhypothese werden Triggerpunkte durch Acetylcholinfreisetzung aus motorischen Nervenfasern verursacht. Das freigesetzte Acetylcholin erregt lokal die

Muskelfasermembran und löst eine lokale Aktivierung des kontraktile Apparates aus. Die Schwelle für ein fortgeleitetes Muskelfaseraktionspotential wird nicht erreicht, so daß der Effekt lokal bleibt und Triggerpunkte kein Korrelat im SEMG haben. Durch lokalen Druckanstieg und Energieverbrauch kommt es zur Erregung von Nozizeptoren (Mense 1999). Triggerpunkte können auch übertragene Schmerzen auslösen und stellen möglicherweise die Grundlage des Spannungskopfschmerzes dar (Simonis und Mense 1998).

1991 wurde von Hägg die „Cinderella hypothesis“ zur Erklärung arbeitsbezogener Muskelschmerzen vorgeschlagen. Auf Grund der bekannten größenabhängigen Rekrutierung von motorischen Einheiten (Kernell 1992) sollten einige motorische Einheiten ständig oder zumindest sehr lange aktiviert bleiben. Diese Muskelfasern könnten dadurch geschädigt werden, obwohl die Gesamtkraft nur gering ist. In jüngerer Zeit konnten tatsächlich Hinweise auf diesen Mechanismus gefunden werden. Kadefors et al. (1999) konnten nachweisen, daß dieselben motorischen Einheiten des M. trapezius an einer Vielzahl von Bewegungen im Schultergelenk beteiligt sind, so daß eine langandauernde Aktivierung derselben Muskelfasern vorstellbar ist. Zusammen mit einer gestörten Relaxation bei Patienten mit Muskelschmerzen (Elert et al. 1992) würden einige Muskelfasern überlastet.

Muskelbiopsien aus dem M. trapezius von Patienten mit arbeitsbezogenen Muskelschmerzen zeigen eine Vergrößerung der Typ-I-Fasern, eine Verminderung der Kapillarisation und Störungen des oxidativen Energiestoffwechsels (Lindman et al. 1991, Kadi et al. 1998b). Histologische Veränderungen finden sich jedoch auch bei beschwerdefreien Personen mit gleicher beruflicher Exposition (Kadi et al. 1998a). Wahrscheinlich sind diese Veränderungen notwendige, jedoch nicht hinreichende, Voraussetzung für die Entstehung von Muskelschmerzen. Ein weiterer Hinweis auf diese Vorschädigung ist, daß bei Sekretärinnen die Schwelle für Druckschmerz (pressure pain threshold) erniedrigt ist, ohne daß bei allen Probandinnen Beschwerden auftraten (Hägg und Aström 1997). Statische Muskelaktivität führt demnach zur Schädigung von Muskelfasern, die dann zur Aktivierung nozizeptiver Afferenzen führen könnte.

4 Studie 1: Veränderungen des Oberflächenelektromyogramms der Schulter- und Rückenmuskulatur sowie von Haltungsvariablen bei Bildschirmarbeit *

4.1 Methode

4.1.1 Probanden und Protokoll

Neun gesunde Probandinnen (Alter: 23 bis 36 Jahre, Mittelwert), Angestellte einer Berufsgenossenschaft, gaben ihr informiertes Einverständnis zur Teilnahme an der Untersuchung, nachdem sie über das geplante Vorgehen informiert worden waren. Eine Probandin war Linkshänderin. Alle waren seit mindestens 5 Jahren (durchschnittlich 6, maximal 11) an Bildschirmarbeitsplätzen tätig. Fünf Probandinnen berichteten über zurückliegende Schmerzepisoden im Schulter-, Nacken- oder Rückenbereich. Diese hatten nur geringe bis mäßige Intensität und Dauer und führten in keinem der Fälle zu Arztbesuchen oder Arbeitsunfähigkeit. Zum Zeitpunkt der Untersuchung oder in der Woche davor bestanden bei keiner der Probandinnen Schmerzen oder Beschwerden der Schulter, des Rückens oder des Nackens.

Die Messungen wurden in modernen Büros mit ein oder zwei Bildschirmarbeitsplätzen durchgeführt (Abb. 4-1A). Die Arbeitsplätze erfüllten die Anforderungen der EU-Richtlinie 90/270/EWG. Die Höhe des Bürostuhls wurde von jeder Probandin individuell auf die gewohnte Höhe eingestellt. Die Bürostühle waren mit Armlehnen ausgerüstet, jedoch wurden diese während der Schreibarbeit nicht benutzt.

Die Probandinnen hatten die Aufgabe, die im Rahmen ihrer Tätigkeit üblichen, auf Magnetband diktierten und über Kopfhörer wiedergegebenen Schreibaufträge auszuführen. Der Blick war während der überwiegenden Zeit auf den Monitor gerichtet, und es wurde fast ausschließlich die Tastatur als Eingabegerät verwendet. Die Schreibarbeit wurde gelegentlich durch Kassettenwechsel oder Mausbedienung zur Speicherung von Dateien etc. unterbrochen.

Die Probandinnen mußten dreimal eine Stunde am Bildschirmarbeitsplatz arbeiten. Nach der ersten und der zweiten Stunde wurde die Arbeit für jeweils 15-20 Minuten unterbrochen. Alle Messungen wurden am Vormittag durchgeführt.

* Die Ergebnisse dieser Studie wurden als Zeitschriftenartikel veröffentlicht: Kleine BU, Schumann NP, Bradl I, Grieshaber R, Scholle HC: Surface EMG of shoulder and back muscles and posture analysis in secretaries typing at visual display units. Int Arch Occup Environ Health 72(1999) 387-394

4.1.2 Oberflächenelektromyographie

Das SEMG wurde bipolar mit 16 Elektrodenpaaren mit einem Abstand (Mitte-zu-Mitte) von 4 cm abgeleitet (Anders et al. 1997). Die selbstklebenden Ag/AgCl-Einmalelektroden (ARBO, Kendall, Neustadt/Donau, Deutschland) hatten einen Durchmesser von 1,5 cm. Die Elektroden wurden symmetrisch und in Muskelfaserrichtung angebracht (Zipp 1982, Traue et al. 1992, Jensen et al. 1993b). Die folgenden Elektrodenpositionen wurden markiert, während die Probandin in aufrechter Position saß (Abb. 4-1B):



Abb. 4.1: A: Untersuchungssituation am Bildschirmarbeitsplatz. B: Positionierung der SEMG-Elektroden und Marker für die Haltungsregistrierung.

- M. erector spinae der Halswirbelsäule (HWS): 3 cm und 7 cm oberhalb von C7, 2 cm lateral der Mittellinie;
- M. erector spinae der oberen Brustwirbelsäule (BWS): 3 cm und 7 cm unterhalb von C7, 3 cm lateral der Mittellinie;
- M. erector spinae der unteren BWS: 2 cm über/unter der Mitte zwischen C7 und L4, 3 cm lateral der Mittellinie;
- M. erector spinae der Lendenwirbelsäule (LWS): in Höhe L4 und 4 cm darüber, 3 cm lateral der Mittellinie;
- M. trapezius: Mitte zwischen C7 und Acromion und 4 cm lateral davon,
- M. sternocleidomastoideus: 8 cm und 12 cm unterhalb des Processus mastoideus
- M. deltoideus pars ant. und pars post.: 5 cm und 9 cm unterhalb des Acromion.

Die Registrierung erfolgte mit einem 16-Kanal SEMG-System (Biovision, Wehrheim, Deutschland). Das Signal wurde in unmittelbarer Nähe zur Elektrode (ca. 5 cm Kabel) verstärkt sowie mit Grenzfrequenzen von 10 und 700 Hz gefiltert. Die analog-digital-Wandlung erfolgte mit einer Rate von 2016/s je Kanal und einer Auflösung von 0,24 $\mu\text{V/bit}$ bei insgesamt 12 bit. Wegen der großen Anzahl von Meßwerten erfolgte die Aufzeichnung nicht kontinuierlich über drei Stunden, sondern nur für 10 s zu jeder vollen Minute. Wenn innerhalb dieses 10-s-Intervalls das Schreiben durch andere Tätigkeiten (Mausbedienung, Kassettenwechsel) unterbrochen wurde, wurde die betreffende SEMG-Registrierung um einige Sekunden verschoben bzw. von der weiteren Analyse ausgeschlossen. Das gemessene SEMG wurde auf der Festplatte eines Personalcomputers gespeichert. Alle weiteren Analyseschritte erfolgten off-line.

Nach visueller Kontrolle des SEMG auf Artefakte wurden Abschnitte von 508 ms (1024 Punkte) oder 254 ms (512 Punkte) zwischen QRS-Komplexen des EKG markiert. Bei SEMG-Ableitungen von proximalen Muskeln hat das elektrische Feld des Herzens einen deutlichen Einfluß auf das Signal. Insbesondere bei geringen Kräften sollten daher die QRS-Komplexe von der weiteren Analyse ausgeschlossen werden (Anders et al. 1991). Zur Quantifizierung der markierten SEMG-Abschnitte mittels Leistungsspektralanalyse wurde die Software des SEMG-Systems (Biovision, Wehrheim, Deutschland) eingesetzt. Um 50-Hz-Störungen und niederfrequente Bewegungsartefakte zu eliminieren, wurden Frequenzen von 50 Hz und unter 10 Hz nicht berücksichtigt. Aus dem verbleibenden Spektrum wurden der „root mean square value“ (RMS) und die Medianfrequenz (MF) berechnet. Die RMS entspricht der Wurzel aus der Leistung bzw. Varianz des Signals. Die MF ist definiert als diejenige Frequenz, die das Leistungsspektrum in zwei flächengleiche Hälften teilt. RMS und MF wurden für alle 12 bis 18 markierten Abschnitte innerhalb eines 10-s-Intervalls berechnet und gemittelt. Die mittleren RMS und mittleren MF der 16 Kanäle wurden für jede gemessene Minute bestimmt und zur weiteren statistischen Verarbeitung gespeichert.

4.1.3 Haltung

Veränderungen der Haltung bei Bildschirmarbeit wurden mit einem Bewegungsanalysesystem (CMS 70, Zebris, Isny, Deutschland) aufgezeichnet. Es basiert auf der Lokalisation von am Körper befestigten Ultraschallsendern im Raum. Die Befestigung der Ultraschallsender erfolgte an folgenden Positionen (Abb. 4. 1B):

- Acromion links und rechts
- Dornfortsatz C7
- 2 cm oberhalb des Dornfortsatzes L4
- drei Sender in gleichen Abständen zwischen C7 und 2 cm oberhalb von L4.

Um die Marker platzieren zu können, wurde die Rückenlehne während der gesamten Untersuchung nach hinten geklappt. Der Ultraschallempfänger wurde hinter der Probandin aufgestellt, so daß die Beweglichkeit bei der sitzenden Tätigkeit am Bildschirmarbeitsplatz nicht eingeschränkt war. Aus den Signallaufzeiten zu drei Mikrofonen ermittelte das System die Raumkoordinaten der Marker mit einer Rate von 20/s/Marker.

In der kontinuierlichen Aufzeichnung der Haltung wurden die 10 s langen Abschnitte selektiert, für die das SEMG nach den o.g. Kriterien verarbeitet wurde, wodurch auch die Haltungsanalyse auf die reine Schreibtätigkeit beschränkt wurde. Für diese Zeitabschnitte wurden die vertikalen Koordinaten der Marker C7 und Acromion beidseits ermittelt und über die jeweiligen 10 s gemittelt. Für jede Probandin wurde die mittlere Höhe jedes Markers über die gesamten drei Stunden berechnet und von den Einzelwerten abgezogen. Es resultierten die normierten Höhendifferenzen h_{C7} , h_{AcrLi} und h_{AcrRe} , in Millimetern über der individuellen mittleren Position. Außerdem wurden für die gleichen Zeitabschnitte die Abstände von C7 und Acromion ($d_{C7-AcrLi}$ und $d_{C7-AcrRe}$) berechnet.

4.1.4 Statistik

Die RMS jedes SEMG-Kanals wurde für jede Probandin über die gesamte Arbeitszeit gemittelt, und diese mittlere RMS je Kanal wurde wiederum über alle Probandinnen gemittelt. Für jeden Kanal wurde außerdem der SEM als Maß für die interindividuellen Unterschiede berechnet.

Trends im Zeitverlauf wurden mit Hilfe linearer Regression untersucht. Für jeden SEMG-Kanal, jede Probandin und jede der drei Arbeitsstunden wurde die RMS zu Beginn der Arbeit (RMS_0) und der Anstieg der RMS (in $\mu V/h$) bestimmt. Da sich nur für den M. trapezius signifikante Anstiege ergaben, konzentrierte sich die weitere Analyse auf den M. trapezius und die Haltungsvariablen der Schulter. In gleicher Weise wie bei der RMS wurde auch der Anstieg der MF jeweils innerhalb einer Arbeitsstunde ermittelt.

Außerdem wurden die linearen Anstiege von h_{C7} , h_{AcrLi} und h_{AcrRe} , $d_{C7-AcrLi}$ und $d_{C7-AcrRe}$ im Zeitverlauf (in mm/h) für jede Probandin und jede Arbeitsstunde berechnet.

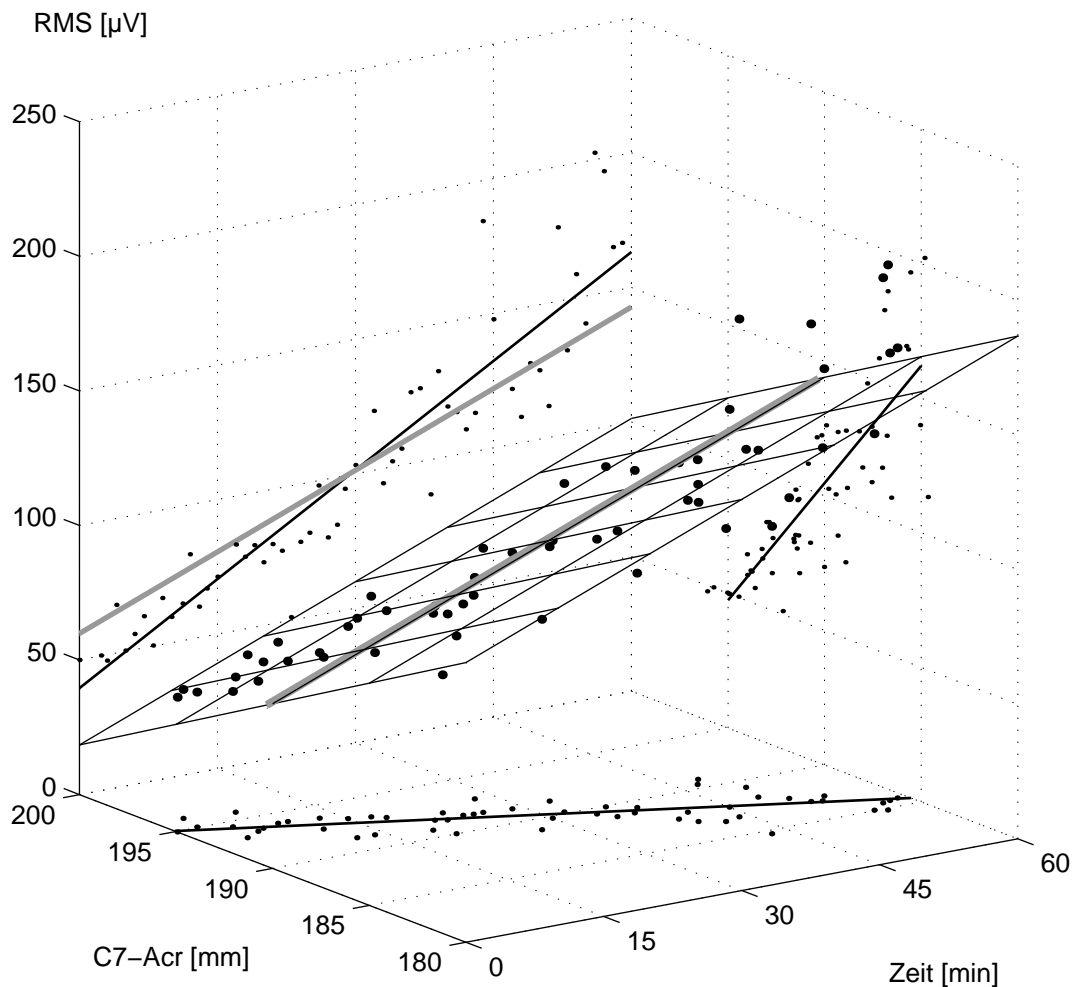


Abb. 4.2: Beispiel für die Verwendung der multiplen Regression. Dickgedruckte Punkte: minütlich gemessene Meßwerttripel (RMS, Zeit, d_{C7-Acr}). Dünngedruckte Punkte: Projektion der dickgedruckten Punkte. Schwarz: bivariate Regressionsgeraden durch die 2D-Punktwolken. Schraffiert: multiple Regressionsebene RMS(Zeit, d_{C7-Acr}). Grau: Zeitlicher Anstieg der multiplen Regressionsebene.

Die o.g. linearen Regressionsgeraden beschreiben jeweils den Zusammenhang von zwei Meßgrößen. Eine bessere Beschreibung der Daten ist jedoch bei mehrdimensionaler Betrachtung und Anwendung der multiplen Regression möglich. Wie in Abbildung 4.2 gezeigt, wird dabei jede der im Minutenabstand ausgeführten SEMG- und Haltungsmessungen als Punkt in einem dreidimensionalen Koordinatensystem aufgefaßt (fettgedruckte Punkte in Abb. 4.2). Auf den drei Achsen werden Zeit, RMS und d_{C7-Acr} aufgetragen. Die multiple Regressionsgleichung bestimmt dann die Ebene, durch die die Punktwolke am besten beschrieben wird (schraffiert in Abb. 4.2), so daß die Summe der Abstandsquadrate minimal wird (Bortz 1993). Zum Vergleich zeigt Abbildung 4.2 die

Punktwolken (dünngedruckt) und Regressionsgeraden (schwarz) bei zweidimensionaler Betrachtung, d.h. bei Projektion der Datenpunkte auf jeweils eine Ebene. Im Beispiel fand sich ein Anstieg der RMS um $123 \mu\text{V/h}$ (schwarz) bei gleichzeitiger Verkürzung des Abstandes $d_{\text{C7-Acr}}$ um $9,5 \text{ mm/h}$ (schwarz). Da Muskelaktivität (RMS) zu Verkürzung ($d_{\text{C7-Acr}}$) führt, besteht auch hier eine Korrelation. Die multiple Regression zeigt nun, daß auch bei Berücksichtigung dieses Zusammenhangs ein Anstieg der RMS von $83 \mu\text{V/h}$ (grau) erhalten bleibt, der nicht von einer Haltungsänderung begleitet ist.

Multiple Regressionen wurden für jede Probandin, jede Stunde sowie für die linke und rechte Seite getrennt berechnet. Zur grafischen Darstellung wurden die Regressionsgeraden aller Probandinnen gemittelt. Regressionen und grafische Darstellung wurden in Microsoft-Excel 97 (Microsoft Corp., Redmont, Washington, USA) ausgeführt. Da zwischen den Anstiegen der drei Arbeitsstunden keine signifikanten Unterschiede bestanden, wurden diese drei Werte je Probandin gemittelt. Im Ergebnisteil werden mittlere Anstiege (gemittelt über neun Probandinnen) und deren SEM angegeben. Neben dem Anstieg wurde auch die RMS zu Beginn jeder Arbeitsstunde berechnet (RMS_0).

Die berechneten Anstiege im Zeitverlauf wurden mit einer ANOVA für Meßwiederholungen auf Mittelwertsdifferenzen untersucht. Es wurden die drei Innersubjektfaktoren Regression (zwei Stufen: lineare Regression, multiple Regression), Seite (zwei Stufen: links, rechts) und Stunde (drei Stufen: drei Arbeitsstunden) betrachtet. Die Signifikanz der F-Werte wurde nach Korrektur der Freiheitsgrade nach Greenhouse und Geisser bestimmt. Eine gleichartige ANOVA wurde für RMS_0 durchgeführt.

In analoger Weise wurden die vertikalen Veränderungen der Marker durch eine ANOVA mit den Innersubjektfaktoren Position (drei Stufen: h_{C7} , h_{AcrLi} , h_{AcrRe}) und Stunde (drei Stufen) verglichen. Signifikanzen wurden nach Greenhouse und Geisser korrigiert. Zur statistischen Analyse wurde SPSS 8.0 für Windows (SPSS Inc., Chicago, Illinois, USA) verwendet.

4.2 Ergebnisse

4.2.1 Oberflächenelektromyographie

Die mittlere RMS für die acht elektromyographisch untersuchten Muskeln zeigt Abbildung 4.3A. Die höchsten RMS-Werte wurden im M. trapezius mit links 131 ± 11 und rechts $160 \pm 13 \mu\text{V}$ gefunden. Die über 3 Stunden und 9 Probandinnen gemittelten Anstiege der RMS je Stunde werden in Abbildung 4.3B. dargestellt. Deutliche Anstiege zeigte die RMS des linken und rechten M. trapezius mit jeweils 23 ± 9 und $27 \pm 7 \mu\text{V/h}$.

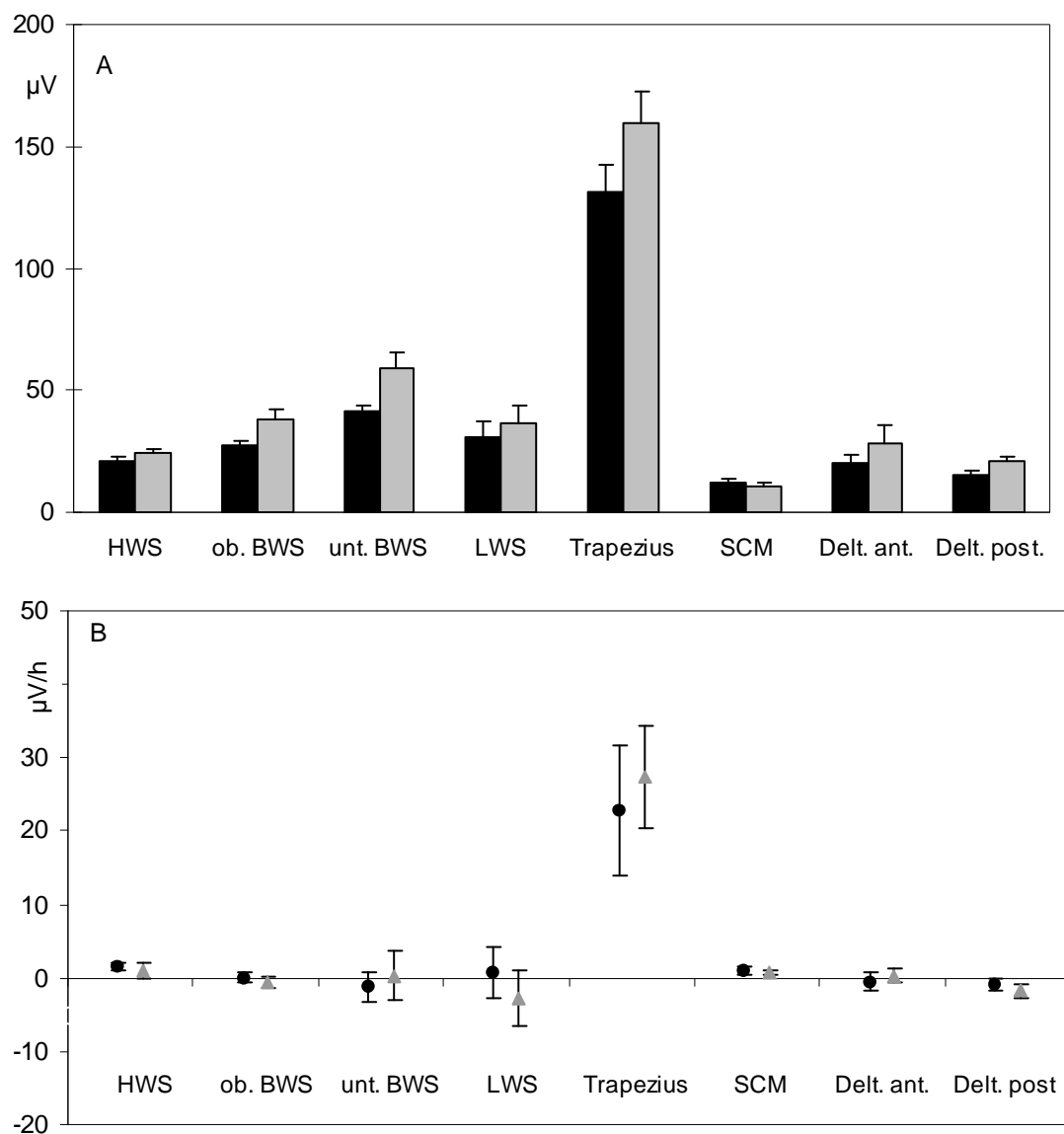


Abb. 4.3: A Mittlere RMS (gemittelt über 3 Stunden und 9 Probandinnen) und SEM der 8 untersuchten Muskeln. B Mittlerer (SEM) Anstieg der RMS aller untersuchten Muskeln. Schwarz: linke Seite. Grau: rechte Seite. Paravertebrale Muskulatur im Bereich der Halswirbelsäule (HWS), oberen und unteren Brustwirbelsäule (BWS) und Lendenwirbelsäule (LWS). M. trapezius, M. sternocleidomastoideus (SCM), vorderer und hinterer Teil des M. deltoideus.

Nicht nur innerhalb jeder Arbeitsstunde stieg die RMS des M. trapezius an, sondern auch von einer Stunde zur nächsten. Auf der linken Seite betrug RMS_0 $104 \pm 13 \mu V$, $125 \pm 14 \mu V$ und 131 ± 31 für die erste, zweite und dritte Arbeitsstunde. Die entsprechenden RMS_0 -Werte für die rechte Seite betrugen $131 \pm 11 \mu V$, $145 \pm 17 \mu V$ und $162 \pm 12 \mu V$. Über die gesamten drei Arbeitsstunden hinweg betrachtet stieg damit die RMS des M. trapezius links um $71 \pm 34 \%$ und rechts um $45 \pm 13 \%$ des Ausgangswertes. In der ersten Arbeitsstunde stieg die RMS links um $50 \pm 34 \%$ und rechts um $32 \pm 15 \%$ des Ausgangswertes. Einen Überblick über den Zeitverlauf der RMS des M. trapezius gibt Abbildung 4.4. Sehr geringe Anstiege der RMS wurden auch in der linken HWS und in beiden Mm. sternocleidomastoidei gefunden. Ein Abfall der MF des M. trapezius war nicht nachweisbar.

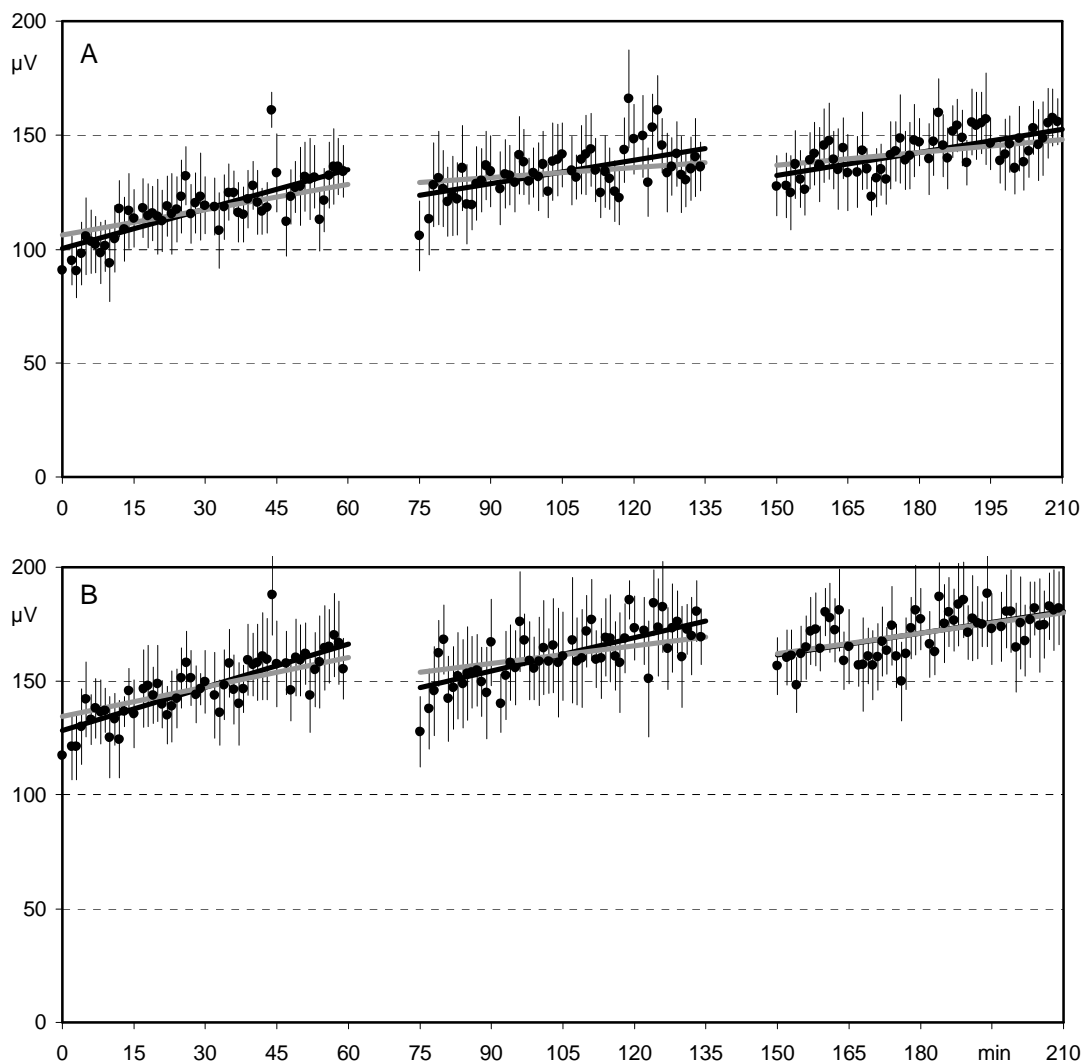


Abb. 4.4: Über 9 Probandinnen gemittelte RMS (SEM) des linken (A) und des rechten (B) M. trapezius. schwarz: mittlere Regressionsgerade. grau: mittlere Regressionsgerade bei als konstant angenommenem Abstand zwischen C7 und Acromion (multiple Regression).

4.2.2 Haltung

Den zeitlichen Verlauf der Haltungsvariablen h_{C7} , h_{AcrRe} und h_{AcrLi} zeigt Abbildung 4.5. Im Mittel wurden die linke und rechte Schulter um $1,7 \pm 2,6$ beziehungsweise $3,3 \pm 3,1$ mm/h abgesenkt. Die Absenkung der HWS (C7) war mit $5,5 \pm 2,2$ mm/h stärker ausgeprägt. Der Vergleich der Anstiege mittels ANOVA zeigt einen Trend für den Faktor Position ($p=0,06$), während der Faktor Stunde ($p>0,5$) und die Interaktion Position x Stunde ($p>0,1$) keinen Einfluß ausübten. Der Test auf Innersubjektkontraste zeigte einen signifikanten ($p<0,01$) Unterschied zwischen den Anstiegen von h_{C7} und h_{AcrLi} . Die unterschiedlichen Höhenveränderungen waren mit einer Annäherung von Schulter und C7 verbunden. $d_{C7-AcrLi}$ verminderte sich um $2,8 \pm 0,9$ mm/h, $d_{C7-AcrRe}$ um $2,8 \pm 0,8$ mm/h.

4.2.3 Gemeinsame Analyse von Oberflächenelektromyogramm und Haltung

Mit Hilfe der multiplen Regression wurde der Anstieg der RMS im Zeitverlauf ermittelt, der nicht mit einer Veränderung von d_{C7-Acr} verbunden ist (graue Regressionsgerade in Abb. 4.4). Dieser war mit 12 ± 5 $\mu V/h$ auf der linken und 19 ± 6 μV auf der rechten Seite geringer als der totale Anstieg der RMS (Faktor Regression $p<0,05$) und machte damit links 56 ± 11 % und rechts 60 ± 24 % des Gesamtanstiegs aus. Es bestanden keine Unterschiede zwischen den RMS-Anstiegen der linken und rechten Seite ($p>0,1$) und zwischen den drei Arbeitsstunden ($p>0,5$).

Beim Vergleich der RMS_0 -Werte zeigten sich signifikante Einflüsse der Faktoren Stunde ($p<0,01$) und Regression ($p<0,05$). Seitenunterschiede ($p=0,10$) oder signifikante Interaktionen der Faktoren waren nicht nachweisbar. Die Signifikanz des Faktors Stunde entspricht dem o.g. Anstieg der RMS von einer Arbeitsstunde zur nächsten. Der signifikante Unterschied zwischen RMS_0 bei multipler und einfacher linearer Regression ist eine Folge des Unterschieds der Anstiege. Die beiden Regressionsgeraden schneiden sich im Mittelpunkt (siehe dazu Abb. 4.2 und Abb. 4.3), so daß ein geringerer Anstieg bei multipler Regression mit einer höheren RMS_0 verbunden ist.

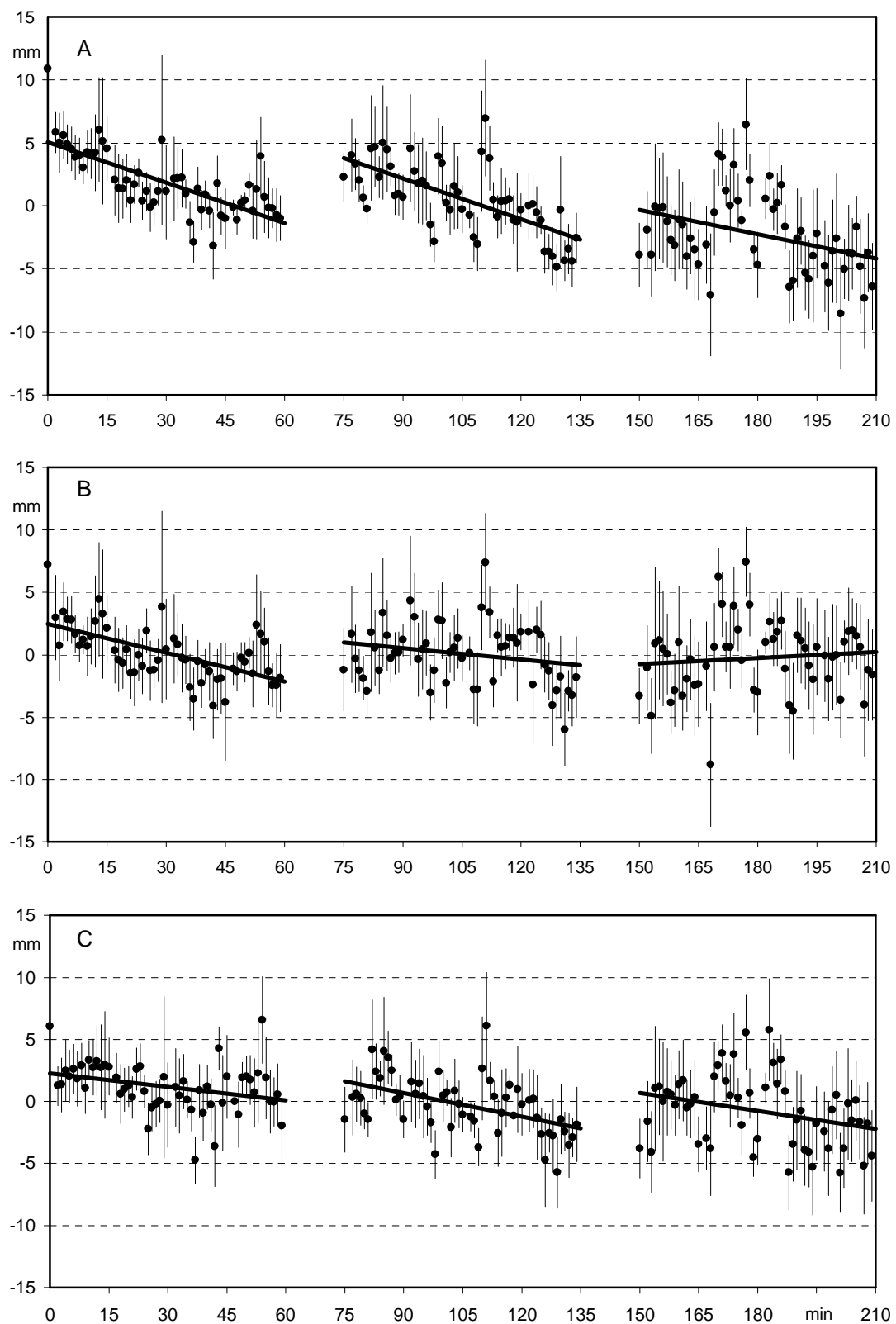


Abb 4.5: Mittlere Höhe und SEM von C7 (A), linkem (B) und rechtem (C) Acromion. Die mittlere Höhe wurde für jede Probandin auf 0 mm gesetzt.

4.3 Diskussion

4.3.1 Zur Oberflächenelektromyographie

Wie in Abb. 4.3A gezeigt, wurden die höchsten RMS-Werte über dem M. trapezius gefunden. Obwohl ein direkter Vergleich der RMS problematisch ist, scheint die Beanspruchung des M. trapezius höher zu sein als die der anderen Muskeln. Möglicherweise findet sich hier ein physiologisches Korrelat der im Vergleich zu anderen Körperregionen hohen Prävalenz von Schulter-Nacken-Beschwerden (Kamwendo et al. 1991). Die Belastung des M. trapezius bei Bildschirmarbeit wird mit etwa 5 % MVC angegeben (Sundelin und Hagberg 1989, Jensen et al. 1993a, Fernström et al. 1994, Vasseljen und Westgaard 1995b, Feng et al. 1997). In der vorliegenden Studie erfolgte weder eine Kraftmessung noch eine Ableitung des SEMG bei MVC, so daß eine individuelle Kalibration der RMS in % MVC (Mathiassen et al. 1995, Bao et al. 1997) nicht möglich war.

In Studie 2 (Kapitel 5) wurde in gleicher Technik von den gleichen Elektrodenpositionen abgeleitet, so daß ein indirekter Vergleich auf Gruppenebene möglich ist. Die mittlere RMS des bei Elevation mit 5 % MVC von den Elektroden 12 und 14 (Abstand 4 cm, Numerierung entsprechend Abb. 5.1) abgeleiteten bipolaren SEMG betrug $154 \pm 19 \mu\text{V}$, was mit den in Studie 1 gemessenen Werten etwa übereinstimmt (Abb. 4.3). Es ist daher davon auszugehen, daß auch in der vorliegenden Untersuchung die mittlere Belastung des M. trapezius bei etwa 5 % MVC lag.

Im Verlauf der Arbeitszeit steigt die RMS des M. trapezius an. Ein Anstieg der RMS kann durch Rekrutierung zusätzlicher motorischer Einheiten oder durch einen Anstieg der Entladungsrate mit zunehmender Kraftentwicklung verursacht sein (Kernell 1992, De Luca und Erim 1994, Enoka 1995). Bei niedrigen Kräften ist im M. trapezius (im Unterschied zu Handmuskeln) die Rekrutierung der wesentlichere Faktor, während die Zunahme der Entladungsrate eine untergeordnete Rolle spielt (Westgaard 1999, Westgaard und De Luca 1999). Auch ohne biomechanische Notwendigkeit kann mentale Aktivität zur Muskelaktivierung und damit zum SEMG-Anstieg führen. Im Vergleich zu anderen Muskeln zeigt der M. trapezius eine besondere Empfindlichkeit für diese als aufmerksamkeitsbezogen (attention-related) bezeichnete Aktivierung (Bansevicius und Sjaastad 1996, Waersted et al. 1996, Waersted und Westgaard 1996). Im nicht ermüdeten Zustand führt zusätzliche Rekrutierung zu stärkerer Kraftentwicklung. Jedoch

nimmt im Verlauf jeder Muskelkontraktion die je Muskelfaser entwickelte Kraft ab, so daß zur Aufrechterhaltung einer konstanten Kraft zusätzliche motorische Einheiten rekrutiert werden müssen und die RMS ansteigt (Übersichten z. B. bei Basmajian und De Luca 1985 oder bei Gandevia 1998). Der in der vorliegenden Studie nachgewiesene RMS-Anstieg (Abb. 4.3B, 4.4) könnte demnach auch durch Ermüdung erklärt sein.

Als typisches Korrelat muskulärer Ermüdung wird ein Abfall der MF angegeben (Basmajian und De Luca 1985, Merletti et al. 1991, Hägg 1992), wobei die meisten Experimente mit Kräften von über 30 % MVC durchgeführt wurden. Zur Differenzierung von ermüdungs- und kraftbedingten SEMG-Veränderungen schlugen Luttmann et al. (1996) eine gemeinsame Analyse von Amplitude und MF vor. In unseren Daten ließ sich kein Trend der MF nachweisen, so daß diese Methode hier nicht anwendbar ist. Das Absinken der MF wird im wesentlichen durch eine verlangsamte Aktionspotentialfortleitung infolge verminderter Membranerregbarkeit verursacht (Zwarts 1989, Hägg 1992, Merletti und LoConte 1997). Dies setzt jedoch eine deutliche Verminderung der Durchblutung voraus, da es nur dann zu deutlichen Veränderungen der extrazellulären Kaliumkonzentration kommt (Sjogaard 1996). Bei isometrischer Kontraktion mit niedriger Kraft wird deshalb meist keine Verminderung der MF gefunden (Jorgensen et al. 1988, Caffier et al. 1993, Gerdle et al. 1993, Öberg et al. 1994). Ein Abfall der MF ist daher bei Bildschirmarbeit nicht zu erwarten.

4.3.2 Zur Haltung

Hinweise auf die Ursache des RMS-Anstiegs ergaben sich aus den Haltungsvariablen. Ein RMS-Anstieg, der ausschließlich der Kompensation von peripherer muskulärer Ermüdung dient, ist nicht von einer Haltungsänderung begleitet. In der vorliegenden Untersuchung war es erstmals möglich, durch multiple Regression (Abb. 4.2) den Anteil des RMS-Anstiegs zu ermitteln, der nicht von einer Muskelverkürzung (Verminderung von d_{C7-Acr}) begleitet war. Etwa die Hälfte des RMS-Anstiegs war nicht von einer Haltungsveränderung begleitet und kann deshalb als ermüdungsbedingt eingeordnet werden. Ein quantitativer Vergleich mit Daten aus der Literatur ist schwierig, da zeitliche Trends von SEMG-Variablen in arbeitsphysiologischen Studien kaum untersucht wurden. Auch die Zahl der Laborstudien unter isometrischen Belastungen mit wenigen % MVC sind gering. Caffier et al. (1993) fanden bei Belastung des M. biceps brachii mit 4 % MVC einen Anstieg der SEMG-Amplitude

auf das dreifache, während Jorgensen et al. (1988) für eine einstündige Kontraktion der Knieextensoren mit 5 % MVC einen Anstieg der SEMG-Amplitude um 25 % angibt. Die in der vorliegenden Studie gemessenen Werte sind mit denen von Jorgensen et al. (1988) vergleichbar. Der extrem starke SEMG-Anstieg im proximalen M. biceps brachii könnte Folge der unterschiedlichen Lage der Innervationszonen von großen und kleinen motorischen Einheiten sein, die auch zur Proximal- und Medialverschiebung von SEMG-Maps mit steigender Kraft führt (Scholle et al. 1992b, Roeleveld et al. 1998, dazu auch Kapitel 5). Zudem muß beachtet werden, daß Bildschirmarbeit eher einer statisch-intermittierenden Belastung entspricht, bei der (auch bei gleicher mittlerer Kraft) geringere SEMG-Veränderungen zu erwarten sind (Jorgensen et al. 1988, Byström et al. 1991).

Die andere Hälfte des RMS-Anstiegs ist mit Muskelverkürzung verbunden. Einerseits ist es vorstellbar, daß es sich hierbei um aufmerksamkeitsbezogene Aktivität (attention-related activity nach Waersted et al. 1996, Waersted und Westgaard 1996) handelt, d.h. um biomechanisch nicht begründbare Muskelaktivierung bei kognitiver Tätigkeit. Aus den hier gemessenen Haltungsvariablen h_{C7} und h_{Acr} (Abb. 4.5) ergeben sich jedoch Hinweise auf biomechanische Ursachen: h_{C7} fällt stärker als h_{Acr} , obwohl dieser Unterschied nur für die linke Seite signifikant ist. Möglicherweise werden die Schultern angehoben, um eine vermehrte Beugung der Wirbelsäule zu kompensieren, die durch isoelektrische Ermüdung (Hägg und Ojok 1997) der Rückenstrecker verursacht ist. Die RMS der Rückenmuskulatur bleibt im Zeitverlauf unverändert und ist relativ gering (Abb. 4.3). Bereits 1949 konnte Akerblom in der wahrscheinlich ersten SEMG-Untersuchung des Sitzens nachweisen, daß sowohl beim Sitzen mit und ohne Rückenlehne als auch in einer nach vorn gebeugten (forward sunken) Position keine Aktivität der Rückenstrecker notwendig ist. Deutliche Muskelaktivität war nur in der aufrechten (upright) Position meßbar. Die relative Anhebung der Schultern scheint erforderlich zu sein, um eine optimale Höhe von Händen und Ellenbogen gegenüber der Tastatur zu erhalten, obwohl die Wirbelsäule gebeugt wird. In diesem Zusammenhang ist es bemerkenswert, daß während des Schreibens mit zehn Fingern niemals die Unterarme auf der Stuhllehne abgestützt wurden. Die relative Höhe der Tastatur stellt auch einen Risikofaktor für Beschwerden im Schulter- Nackenbereich bei Bildschirmarbeitern dar (Faucett und Rempel 1994, Bergqvist et al. 1995a, Yu und Wong 1996). Der haltungsbezogene RMS-Anstieg im M. trapezius ist demnach durchaus biomechanisch

begründbar, so daß eine Zunahme der aufmerksamkeitsbezogenen (attention-related) Aktivität nicht nachgewiesen werden kann.

4.4 Schlußfolgerungen

Die vorliegende Untersuchung zeigt, daß die gleichzeitige Registrierung von SEMG und Haltungsvariablen eine genauere Charakterisierung der Muskelaktivierung bei Bildschirmarbeit erlaubt. Der Anstieg der RMS im M. trapezius war teilweise von einer Anhebung der Schultern als Kompensation für eine Beugung der Wirbelsäule begleitet. Ein Teil des RMS-Anstiegs war nicht von einer Haltungsänderung begleitet und ist deshalb als ermüdungsbedingt zu interpretieren.

Eine pathophysiologische Bedeutung des RMS-Anstiegs wird von Hermans und Spaepen (1995) vermutet, die eine Tendenz zu einem stärkeren Anstieg des SEMG des M. trapezius bei Probanden mit Beschwerden fanden. Eine andere Studie zeigte eine verminderte Variabilität der Amplitudenverteilung bei Patienten (Hägg und Aström 1997). Hägg (1991) hat die Cinderella Hypothese als Modell für arbeitsbezogene Schulterschmerzen vorgeschlagen. Die Rekrutierung motorischer Einheiten folgt dem Größenprinzip (Kernell 1992). Die De-Rekrutierung erfolgt in der gleichen Reihenfolge, so daß die kleinsten motorischen Einheiten sehr lange aktiv sind. Obwohl der gesamte Muskel nur mit wenigen Prozenten seiner Maximalkraft aktiv ist, kontrahieren sich die aktiven Muskelfasern mit hoher Kraft und eine lokale Minderperfusion ist denkbar. Der in der vorliegenden Untersuchung nachgewiesene ermüdungsbedingte Anstieg der RMS kann als Kompensation für verminderte Kraftentwicklung der lange aktiven motorischen Einheiten gedeutet werden. Obwohl der Beitrag dieser Einheiten zur Kraftentwicklung ständig abnimmt, bleiben sie elektrisch aktiv, was zu einer Überlastung führt. Eine histologisch nachweisbare Vergrößerung der Typ-I-Fasern und Störung des oxidativen Metabolismus könnte Folge davon sein (Kadi et al. 1998b). Metabolisch gestörte Fasern könnten Substanzen freisetzen, die Nozizeptoren sensibilisieren, die dann bereits auf normalen Druck oder Kaliumanstiege bei Ermüdung ansprechen.

5 Studie 2: Zum Einfluß von Haltung, Kraft und Ermüdung auf die Topographie des Oberflächenelektromyogramms der Schultermuskulatur *

5.1 Methode

5.1.1 Probanden und Protokoll

11 gesunde Probanden (6 Frauen, 5 Männer) im Alter zwischen 21 und 27 Jahren gaben ihr Einverständnis zur Teilnahme an der Untersuchung, nachdem sie über das geplante Vorgehen informiert worden waren. Bei keinem der Probanden war eine neurologische oder muskuloskeletale Erkrankung bekannt.

Alle SEMG-Messungen wurden in aufrecht stehender Haltung durchgeführt. Zuerst wurden 10 s SEMG bei locker herabhängenden Armen (0° Abduktion) aufgezeichnet. Danach wurde die Versuchsperson aufgefordert, beide Arme gestreckt und mit den Handflächen nach unten zeigend im Schultergelenk um 30° zu abduzieren. Wiederum wurden 10 s SEMG aufgezeichnet. Jeweils nach einer Pause von 50 s wurden 10 s SEMG bei 60° , 90° und 120° Schulterabduktion aufgezeichnet. Der gleiche Ablauf wurde mit Anteversion im Schultergelenk mit Winkeln von 0° (locker herabhängende Arme), 30° , 60° , 90° und 120° wiederholt. Die Bezeichnung der Bewegungsrichtungen folgt dabei der im deutschsprachigen Raum üblichen Nomenklatur (Rössler und Rüther 1997). Obwohl nur das SEMG der rechten Schultermuskulatur gemessen wurde, wurden alle Bewegungen mit beiden Armen symmetrisch ausgeführt.

Für die folgenden Messungen wurde die Kraft der Schultererelevation mit Hilfe eines 3 cm breiten Bandes über dem Acromion auf einen am Boden befestigten Kraftmesser (Digimax, Meditronic, Jena, Deutschland) übertragen und dem Probanden angezeigt. Um möglichst symmetrische Belastungen zu erreichen, wurde ein gleichartiges Band auf der linken Seite angebracht. Die Länge beider Bänder wurde auf die Größe des Probanden eingestellt.

Die Maximalkraft (MVC, maximal voluntary contraction) der Schultererelevation wurde bei drei Versuchen von etwa 5 s Dauer gemessen. Zwischen den Versuchen lag eine Pause von 1 min. Alle weiteren Messungen beziehen sich auf das Maximum der drei

* Ein Teil der Ergebnisse dieser Studie wurde als Zeitschriftenartikel veröffentlicht: Kleine BU, Schumann NP, Stegeman DF, Scholle HC: Surface EMG mapping of the human trapezius muscle: the topography of monopolar and bipolar surface EMG amplitude and spectrum parameters at varied forces and in fatigue. Clin Neurophysiol 111(2000) 686-693

Versuche. Nach einer Pause von 5 min wurde das SEMG bei ruhigem Stehen mit entspannt hängenden Schultern (0 % MVC) sowie bei 5 , 10 , 15 , 20 und 35 % MVC aufgezeichnet. Die Belastungen bis 15 % MVC dauerten jeweils 10 s, ab 20 % MVC je 5 s. Zwischen den Messungen lagen Pausen von 50 oder 55 s, so daß die Messungen im Abstand von einer Minute erfolgten. Nach einer weiteren Pause von 5 min erfolgte eine Kontraktion mit 50 % MVC, die bis zur Erschöpfung fortgesetzt wurde. Die Messung wurde beendet, wenn 50 % MVC auch kurzfristig nicht mehr erreichbar waren.

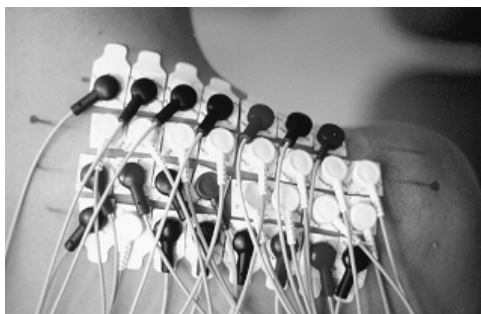
5.1.2 Oberflächenelektromyographie

Mit 32 Oberflächenelektroden (ARBO, Kendall, Neustadt/Donau, Durchmesser 15 mm) in einem 4 x 8 Raster (Elektrodenabstand 2 cm) wurde das SEMG monopolar gegen eine Referenzelektrode über dem Sternum abgeleitet. Die zweite Elektrodenreihe wurde auf der Linie zwischen dem Dornfortsatz C7 und dem Acromion, symmetrisch zum Mittelpunkt zwischen den beiden anatomischen Marken angebracht. Diese Linie verläuft parallel zu den Muskelfasern des M. trapezius (Hägg 1993, Jensen et al. 1993b). Jeweils eine Reihe wurde darüber und zwei Reihen wurden darunter befestigt (Abb. 5.1 A).

Das SEMG-Signal wurde verstärkt, bandpass-gefiltert (10-700 Hz), mit 2016/s je Kanal und einer Auflösung von 2.44 $\mu\text{V/bit}$ digitalisiert und zur späteren Analyse gespeichert (Biovision, Wehrheim, Deutschland).

Das SEMG wurde visuell auf Artefakte kontrolliert. Die am weitesten lateral gelegenen Elektroden wurden in zahlreichen Fällen durch das Band zur Kraftmessung gestört und nicht in die Auswertung einbezogen. Für die folgenden Berechnungen konnten deshalb 28 (4 x 7) Signale verwendet werden. Die Kanäle wurden medial oben beginnend numeriert (Abb. 5.1 B).

A



B

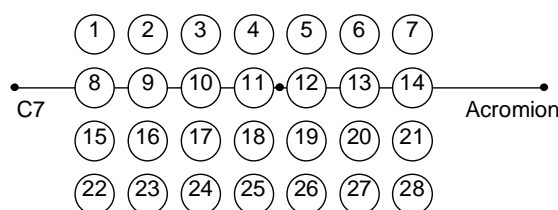


Abb. 5.1: Positionierung der SEMG-Elektroden (A) und schematische Darstellung der Kanalnumerierung (B).

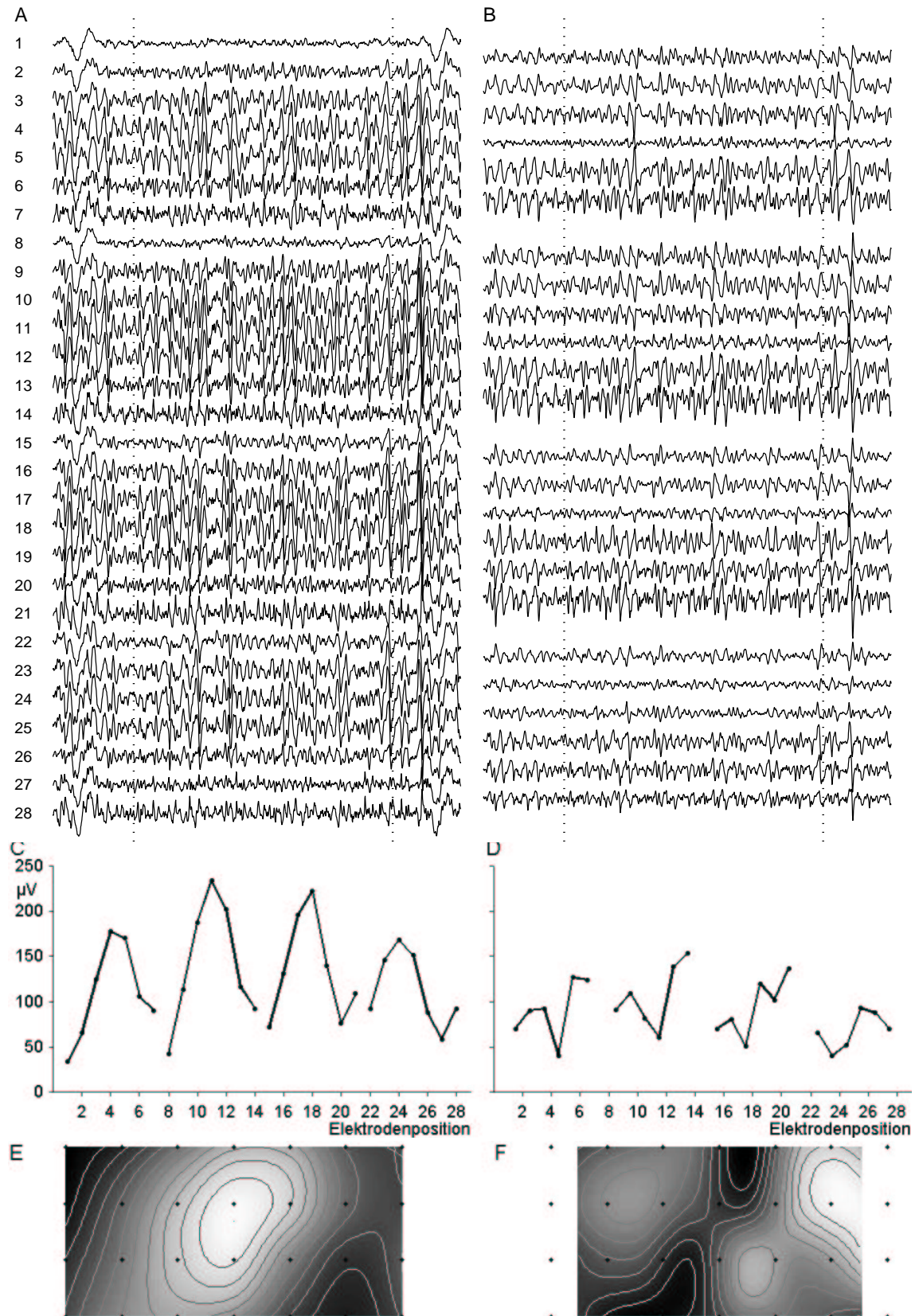


Abb. 5.2: Schritte des SEMG-Mappings. A: 800 ms monopolares SEMG-Signal bei 90° Abduktion. B: Bipolare Montage (in Faserrichtung) des Signals in A. Skalierung: Abstand zweier Kanäle 500 μV . gestrichelte Linien: für die weitere Verarbeitung markierter Bereich (508 ms). deutliche QRS-Komplexe an Beginn und Ende von A, nicht sichtbar in B. Kanalweise Berechnung der $RMS_{monopolar}$ (C) und $RMS_{bipolar}$ (D) für den markierten Abschnitt. Interpolation und graustufenkodierte 2D-Darstellung. E: monopolar. F: bipolar. weiß: hohe RMS, schwarz: geringe RMS. Anordnung entsprechend Abb. 5.1

Bipolare SEMG wurden aus den monopolaren berechnet, indem das Signal einer Elektrode von dem der jeweils medial benachbarten subtrahiert wurde (Abb 5.2 A, B). Dadurch entstanden 24 (4 x 6) bipolare Signale mit einer Elektrodenanordnung weitgehend parallel zur Muskelfaserrichtung und einem Elektrodenabstand von 2 cm. In den Abbildungen wurden die bipolaren Kanäle mit dem Mittelwert der zugrundeliegenden monopolaren Kanäle bezeichnet. Zum Beispiel entstand der oberste mediale bipolare SEMG-Kanal (bezeichnet mit 1,5) als Differenz der monopolaren Kanäle 1 und 2. Insgesamt wurden im folgenden 52 SEMG-Kanäle (28 monopolar und 24 bipolar) ausgewertet.

Auf Grund der Nähe des Herzens erzeugt der QRS-Komplex des EKG in SEMG-Ableitungen der Rumpfmuskulatur ein deutliches Signal. Insbesondere bei monopolarer Ableitungen und geringen Muskelkräften würden die SEMG-Variablen verfälscht werden. Die P- und T-Wellen des EKG mit hauptsächlich niedrigen Frequenzen lassen sich durch Hochpassfilterung bei 10 Hz wirksam unterdrücken, ohne das SEMG-Signal dadurch zu verfälschen (Anders et al. 1991). Deshalb wurden SEMG-Abschnitte mit einer Länge von 508 ms (1024 Abtastpunkte) zwischen den QRS-Komplexen des EKG (visuell) selektiert (Abb. 5.2 A, B). Von den Messungen bei Abduktion und Anteversion, sowie Elevation von 0 % - 15 % MVC wurden je 10 Abschnitte, von den Messungen bei 20 %, 35 % und 50 % MVC je 5 Abschnitte vom Beginn der SEMG-Aufzeichnung verwandt.

Die Zeit bis zur Erschöpfung bei 50 % MVC wurde in 50 Teile geteilt und je ein Zeitabschnitt von 508 ms markiert. Das SEMG bei maximaler Schultererelevation wurde kanalweise gleichgerichtet, über alle 28 monopolarer Kanäle addiert und mit einem Rechteckfenster von 2,54 s Länge (5 x 1024 Abtastpunkte) geglättet. Der SEMG-Abschnitt (2,54 s), für den dieses Signal maximal war, wurde markiert.

Für jeden der 52 Kanäle und jeden markierten Zeitabschnitt wurden die folgenden Verarbeitungsschritte durchgeführt: Die Abschnitte wurden durch Abziehen des Mittelwertes um Gleichspannungsanteile korrigiert. Der „root mean square value“ (RMS) wurde berechnet. Die RMS entspricht der Wurzel aus der Leistung des myoelektrischen Signals. Die RMS von 5 bzw. 10 Abschnitten gleicher Haltung oder Kraft wurden gemittelt. Die 50 RMS-Werte der Ermüdungsmessung bei 50 % MVC wurden einzeln gespeichert. Durch lineare Regression wurde aus den 50 RMS-Werten

der Ausgangswert (RMS_0) und der Endwert bei Erschöpfung (RMS_E) sowie der normierte Anstieg $((RMS_E - RMS_0)/RMS_0)$ berechnet.

Die Medianfrequenz (MF) wurde wie folgt berechnet: Von den 1024 Meßpunkten langen Abschnitten wurde der lineare Trend abgezogen, nach Anwendung eines Hanning-Fensters die FFT berechnet und die resultierenden Leistungsspektren über 5 oder 10 Abschnitte gemittelt. Als MF wurde die Frequenz bestimmt, die das Spektrum in zwei flächengleiche Teile teilt. Für die Ermüdungsmessung bei 50 % MVC wurde die MF für alle 50 Abschnitte einzeln berechnet. Analog zur RMS wurden durch lineare Regression MF_0 , MF_E und der normierte Anstieg der MF $((MF_E - MF_0)/MF_0)$ bestimmt.

Aus den über 5 bzw. 10 Abschnitten gemittelten RMS und aus den RMS_0 bzw. RMS_E des monopolaren SEMG wurden für jede Bedingung die Koordinaten des Schwerpunktes des SEMG-Maps ermittelt (Kuchling 1987, Liepert et al. 1999). Für diese Berechnungen wurden Matlab-Scripts (Matlab 5.3, The Mathworks Inc., Natick, Massachusetts, USA) erstellt.

5.1.3 Statistik

MVC und Ausdauer wurden gemittelt und die Standardabweichung (SD) berechnet.

RMS und MF aller Haltungen und Kräfte wurden kanalweise über alle 11 Probanden gemittelt und der Standardfehler des Mittelwertes (SEM) berechnet. Der Abfall der MF bei Ermüdung wurde auf Signifikanz geprüft, indem der normierte MF-Anstieg mit Null verglichen wurde (t-Test für jede Elektrodenposition, Bonferroni-Korrektur der zweiseitigen p-Werte).

Die medial-lateralen und cranial-caudalen Koordinaten der Schwerpunkte der $RMS_{monopolar}$ wurden mit Hilfe einer zweifaktoriellen Varianzanalyse (analysis of variance, ANOVA) mit Meßwiederholungen analysiert. Es wurde jeweils der Einfluß der zwei Innersubjektfaktoren Abduktion/Anteversion (2 Stufen) und Winkel (30°, 60°, 90°, 120°, 4 Stufen) auf die Koordinaten des Schwerpunkts untersucht. Die 7 verschiedenen Kräfte bei Elevation (5, 10, 15, 20, 35, 50, 100 % MVC) wurden mit einer einfaktoriellen ANOVA mit Meßwiederholungen verglichen (Innersubjektfaktor Kraft, 7 Stufen). Die Signifikanz der F-Werte wurde nach Korrektur der Freiheitsgrade nach Greenhouse und Geisser bestimmt. Die Schwerpunkt-Koordinaten zu Beginn (RMS_0) und Ende (RMS_E)

der erschöpfenden Kontraktion mit 50 % MVC wurden mit Hilfe von gepaarten t-Tests verglichen.

Topographische Unterschiede im Verhalten von $RMS_{\text{monopolar}}$, RMS_{bipolar} , $MF_{\text{monopolar}}$ und MF_{bipolar} bei Ermüdung wurden separat mit Hilfe einer ANOVA mit Meßwiederholungen untersucht. Es wurde der Einfluß der Innersubjektfaktoren Reihe (cranial-caudale Elektrodenposition, 4 Stufen) und Spalte (medial-laterale Elektrodenposition, monopolar: 7 Stufen, bipolar 6 Stufen) auf die beiden abhängigen Variablen normierter RMS-Anstieg und normierter MF-Anstieg untersucht. Die Signifikanz der F-Werte wurde nach Korrektur der Freiheitsgrade nach Greenhouse und Geisser bestimmt.

Statistische Berechnungen erfolgten in SPSS 8.0 (SPSS Inc., Chicago, Illinois, USA). Die grafische Darstellung erfolgte mittels Microsoft-Excel 97 (Microsoft Corp., Redmont, Washington, USA)

5.1.4 Visualisierung (Oberflächenelektromyographie-Interferenz-Mapping)

Die mit einer Auflösung von 2 cm ermittelten SEMG-Variablen (RMS, MF) wurden bikubisch interpoliert. Jedem so erhaltenen Wert wurden Graustufen zugeordnet und zweidimensional dargestellt, die linear zwischen Minimum (schwarz) und Maximum (weiß) oder zwischen vorgegebenen Werten skaliert waren. Den Graustufen-Maps wurden Contour-Plots mit linear skaliertem Abstand überlagert. Zusätzlich wurde die Lage der Mittelpunkte der Elektroden eingezeichnet. Die medialen Elektroden wurden jeweils links und die cranialen oben dargestellt (Abb. 5.1). Abbildung 5.2 zeigt beispielhaft die Methode des SEMG-Mappings. Für diese grafischen Darstellungen wurde Matlab 5.3 (The Mathworks Inc., Natick, Massachusetts, USA) verwandt.

5.2 Ergebnisse

5.2.1 Ausdauer und Kraft

Die MVC der Schulterrelevation der Männer war fast doppelt so hoch wie die der Frauen. Die mittlere MVC war 600 N (SD 210 N) (Frauen: 420 N, SD 50 N; Männer: 810 N, SD 80 N). Die Haltezeit bei 50 % MVC betrug 83 s (SD 53 s). Die bei den Probandinnen gemessenen Werte entsprachen dem von Hagberg et al. (1995)

angegebenen Wert von 433 N (SD 121). Vergleichswerte für Männer wurden bisher nicht publiziert.

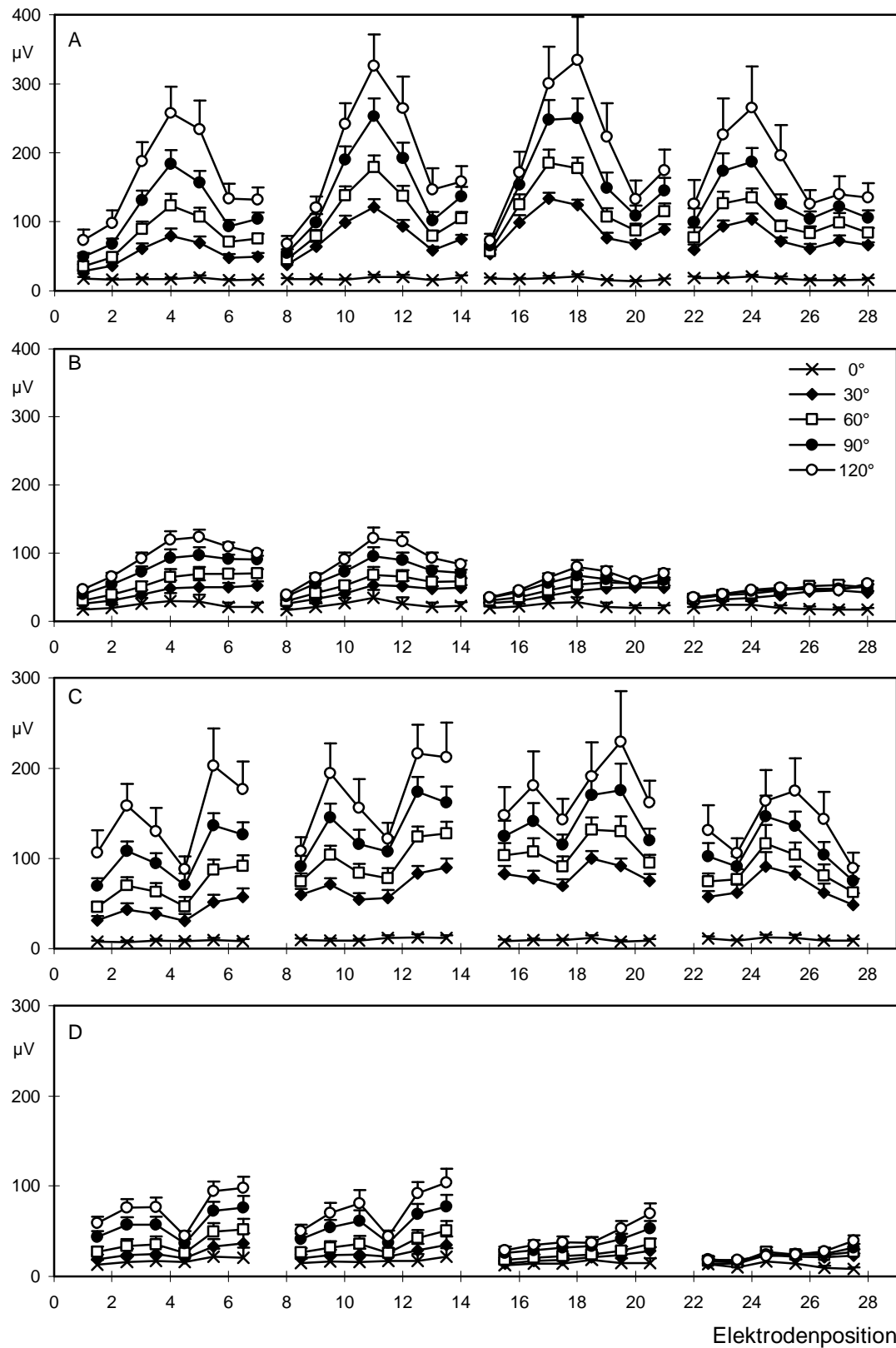


Abb. 5.3: RMS (Mittelwert und SEM von 11 Probanden) der 28 monopolaren (A, B) und 24 bipolaren (C, D) SEMG-Kanäle bei Abduktion (A, C) und Anteversion (B, D) mit Winkeln von 0°, 30°, 60°, 90° und 120° im Schultergelenk.

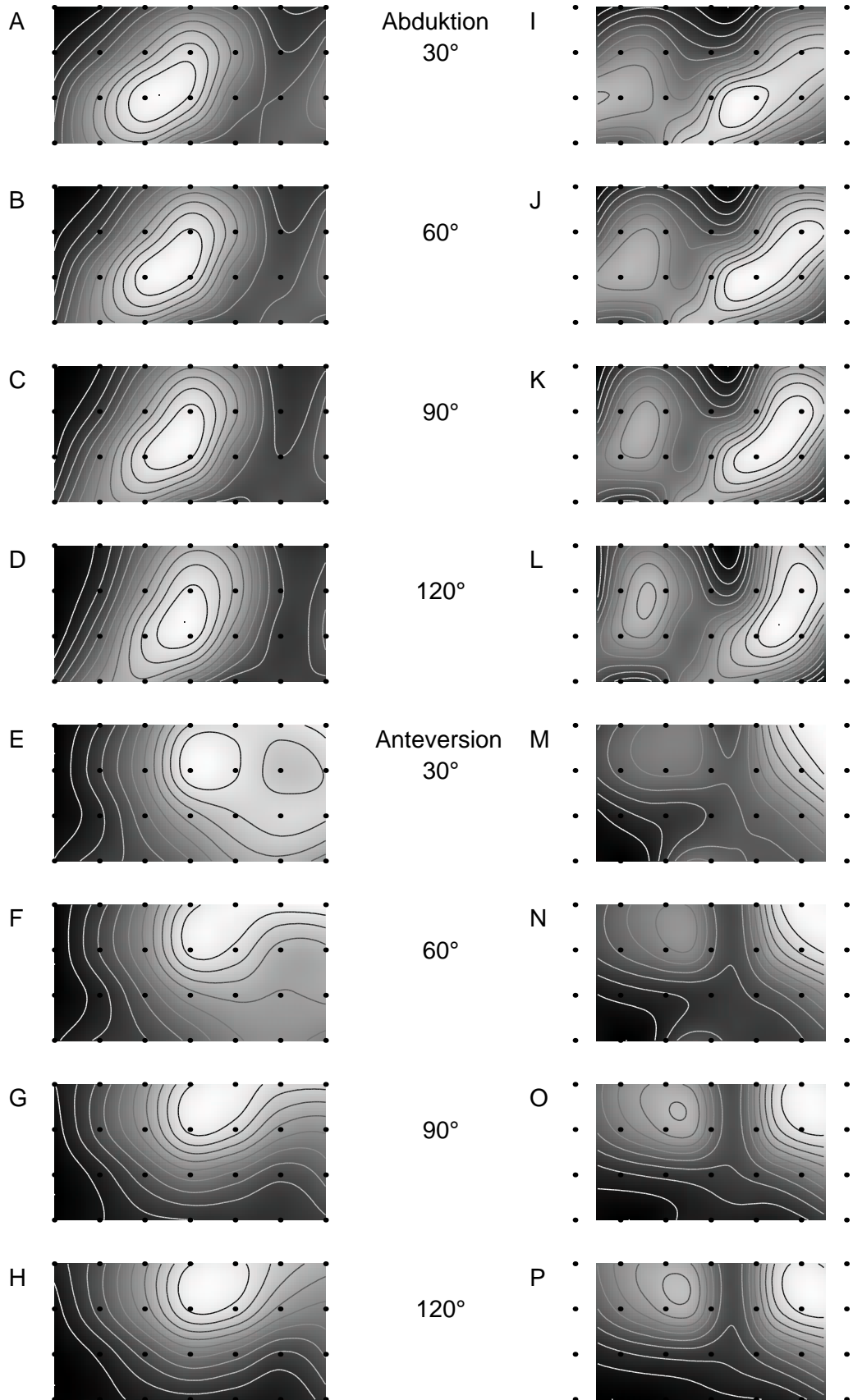


Abb. 5.4: Topographische SEMG-Maps der $RMS_{monopolar}$ (A-H) und $RMS_{bipolar}$ (I-P) bei Abduktion und bei Anteversion bei Winkeln von 30°, 60°, 90° und 120°. Grauwerte sind zwischen minimaler (schwarz) und maximaler (weiß) RMS skaliert. Elektrodenmittelpunkte entsprechend Abb. 5.1

5.2.2 Topographie des Oberflächenelektromyogramms bei Abduktion und Anteversion

Abbildung 5.3 zeigt die mittlere RMS (SEM) des monopolaren und bipolaren SEMG an den verschiedenen Elektrodenpositionen für beide Haltungen. Abbildung 5.4 gibt die zugehörigen Maps wieder. Bei Abduktion wurde die höchste $RMS_{\text{monopolar}}$ über dem mittleren Teil des M. trapezius gemessen, bei Anteversion verschob sich die Verteilung etwas nach lateral. An der Stelle des Maximums der $RMS_{\text{monopolar}}$ fand sich ein (relatives) Minimum der RMS_{bipolar} , das in den SEMG-Maps der Anteversion (Abb. 5.4 M-P) besonders deutlich war. Die relativ höhere RMS der lateralen Elektroden bei Anteversion gegenüber Abduktion führte auch zu einer Verschiebung des Schwerpunktes der $RMS_{\text{monopolar}}$ nach lateral (Abb. 5.5). Die ANOVA zeigte einen signifikanten Effekt von Abduktion/Anteversion ($p < 0,001$) auf die Koordinaten des $RMS_{\text{monopolar}}$ -Schwerpunktes in medial-lateraler Richtung. Der Effekt des Winkels und die Interaktion (Winkel x Abduktion/Anteversion) waren nicht signifikant ($p > 0,1$). In cranial-caudaler Richtung hatten sowohl der Faktor Abduktion/Anteversion als auch der Faktor Winkel einen signifikanten ($p < 0,001$) Einfluß. Auch die Interaktion von Abduktion/Anteversion x Winkel war signifikant ($p < 0,01$). Insgesamt erfolgte demnach eine Schwerpunktverschiebung nach lateral bei Anteversion, jedoch hatte der Winkel im Schultergelenk keinen Einfluß. Zwischen Abduktion und Anteversion erfolgte eine Cranialverschiebung des Schwerpunktes, außerdem verschob sich der Schwerpunkt mit zunehmendem Winkel nach cranial. Diese Winkelabhängigkeit war bei Anteversion stärker als bei Abduktion (signifikante Interaktion).

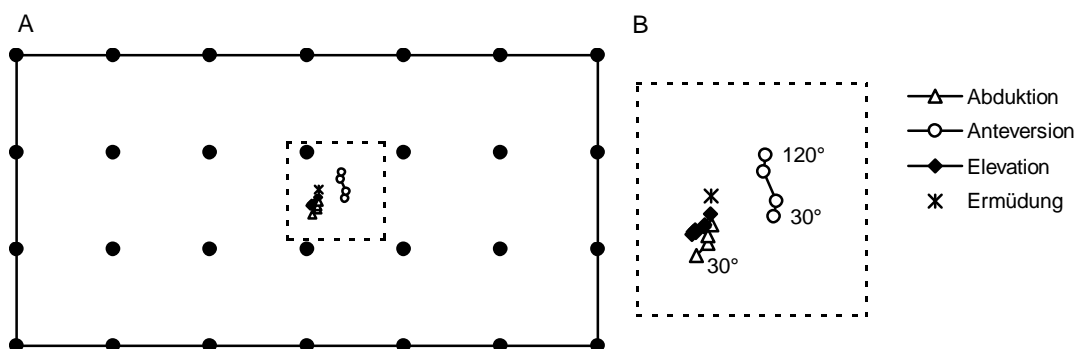


Abb. 5.5: Mittlere $RMS_{\text{monopolar}}$ -Schwerpunkte bei Abduktion und Anteversion bei 30°, 60°, 90° und 120° sowie bei Elevation min 5, 10, 15, 20, 35, 50 und 100 % MVC und nach Ermüdender Elevation mit 50 % MVC. A zeigt die Schwerpunkte in Bezug auf das gesamte Elektrodenraster. Der gestrichelt markierte Bereich in A mit einer Größe von 2 x 2 cm ist in B vergrößert dargestellt.

5.2.3 Topographie des Oberflächenelektromyogramms bei isometrischer Schulter-elevation mit zunehmender Kraft

Das Maximum der RMS des monopolaren Signals war auch bei Elevation über der Mitte des M. trapezius lokalisiert (Abb. 5.6 A, 5.7 A-H). Die SEMG-Verteilung veränderte sich mit steigender Kraftentwicklung nur geringfügig (Abb. 5.7 F, G). Die RMS-Maps bei Elevation unterschieden sich praktisch nicht von denen bei Abduktion (Abb. 5.4 A-D). Dasselbe zeigte sich auch bei der Betrachtung der RMS-Schwerpunkte (Abb. 5.5). Mit zunehmender Elevationskraft änderte sich die Position des Schwerpunktes nicht. In cranial-caudaler Richtung hatte die Kraft keinen signifikanten Einfluß ($p > 0,1$). Medial-lateral war der Innersubjektfaktor Kraft signifikant ($p < 0,05$), jedoch wurde bei keinem der gepaarten t-Tests signifikante Bonferroni-korrigierte p-Werte erreicht.

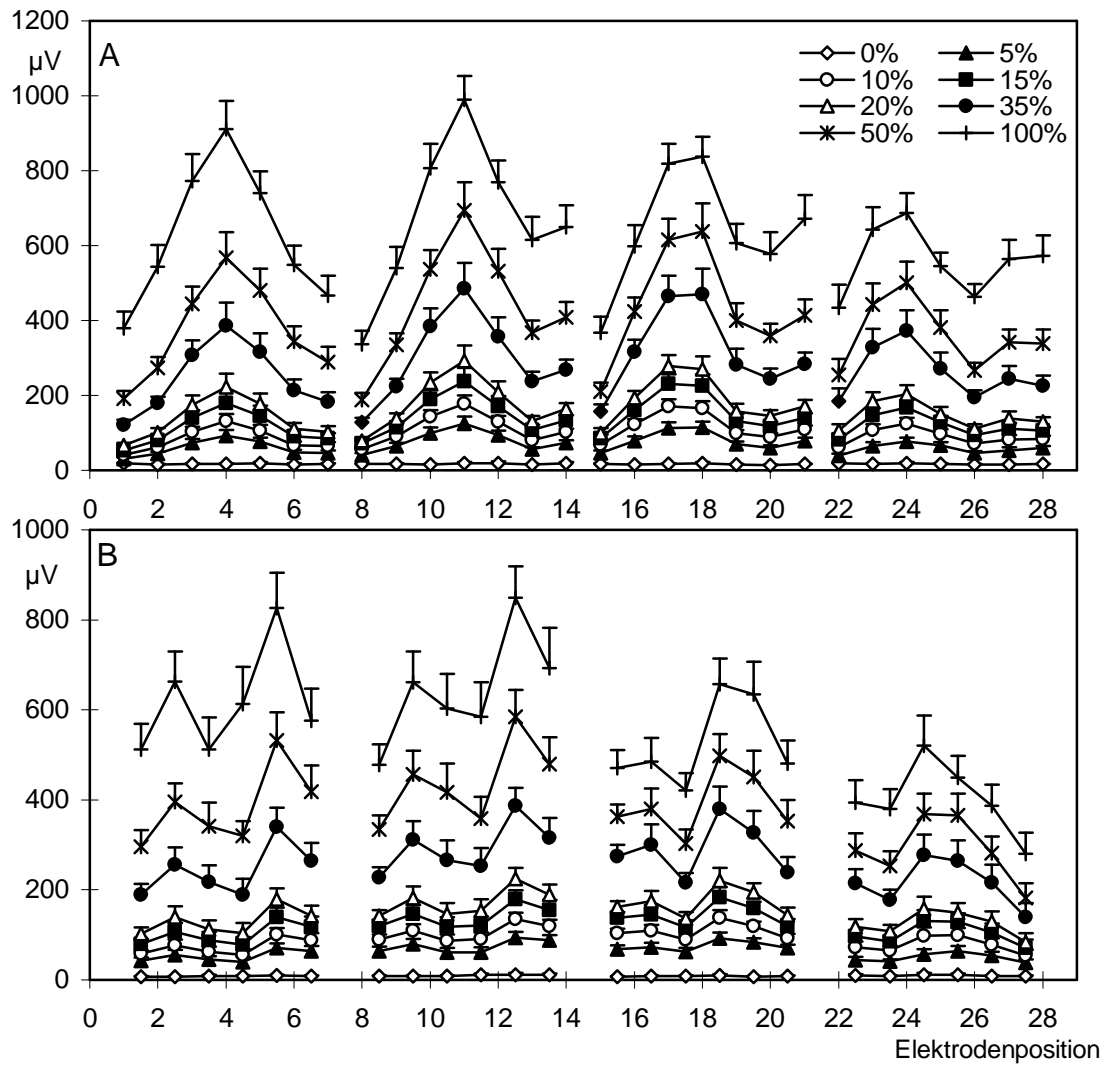


Abb. 5.6: Mittelwert und SEM der $RMS_{monopolar}$ (A) und $RMS_{bipolar}$ (B) bei Elevation mit 5, 10, 15, 20, 35, 50 und 100 % MVC.

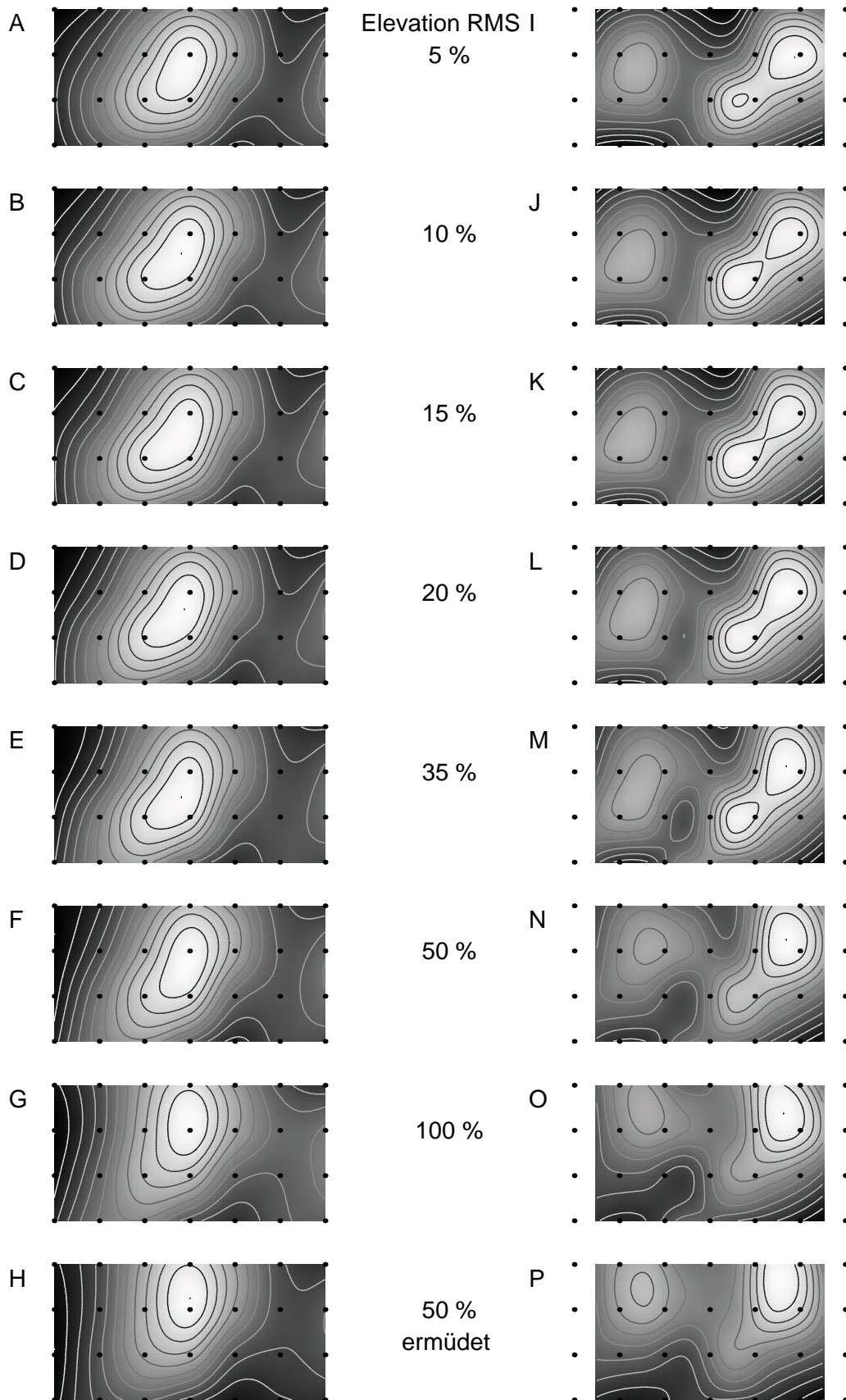


Abb. 5.7: Topographische Maps der in Abb. 5.6 dargestellten $RMS_{\text{monopolar}}$ (A-H) und RMS_{bipolar} (I-P) bei Elevation mit 5, 10, 15, 20, 35, 50 und 100 % MVC sowie nach ermüdender Elevation mit 50 % MVC. Skalierung zwischen minimaler (schwarz) und maximaler (weiß) RMS für jedes Map.

An der Stelle des Maximums der $RMS_{monopolar}$ fand sich bei $RMS_{bipolar}$ ein lokales Minimum (Abb. 5.6 B, 5.7 I-P). Dieses wurde lateral und medial durch Bereiche höherer RMS begrenzt. Weiter lateral und medial fiel die RMS wieder ab. In medial-lateraler Richtung zeigte das Muster der $RMS_{bipolar}$ kaum Veränderungen mit steigender Kraft. In cranial-caudaler Richtung findet sich wie schon bei der $RMS_{monopolar}$ cranial eine stärkere Signalzunahme, insbesondere zwischen 50 % und 100 % MVC.

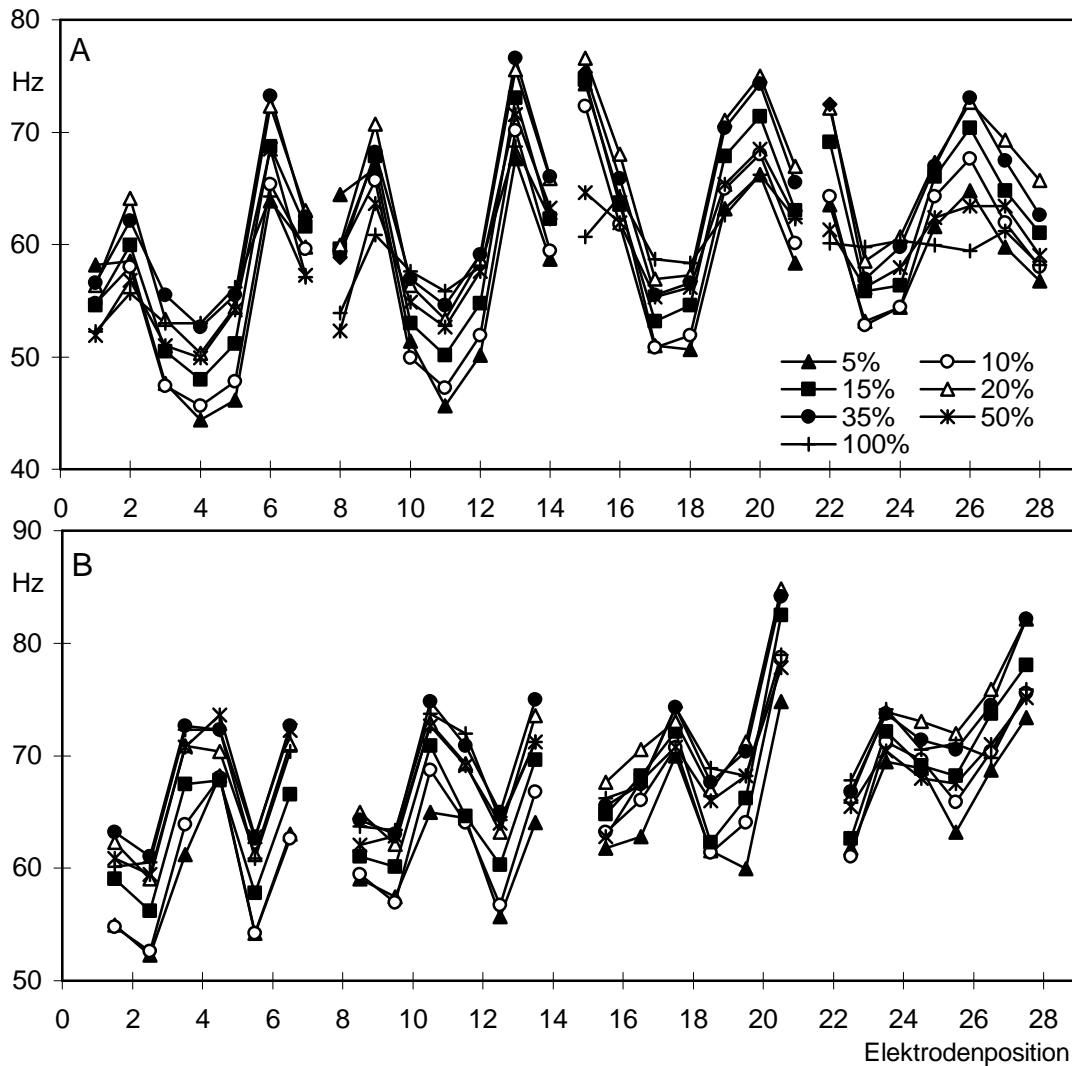


Abb. 5.8: Mittelwert der $MF_{monopolar}$ (A) und $MF_{bipolar}$ (B) bei Elevation mit 5, 10, 15, 20, 35, 50 und 100 % MVC.

Ein gegenüber der RMS umgekehrtes Bild zeigte sich für die Verteilung der MF. Die $MF_{monopolar}$ hatte ein lokales Minimum über der Mitte des Muskels (Abb. 5.8 A, 5.9 A-H), während dort die bipolare MF (Abb. 5.8 B, 5.9 I-P) am höchsten war. Für alle Kanäle war ein Anstieg der MF mit zunehmender Kraft im Bereich von 5 % bis 20 % MVC zu verzeichnen.

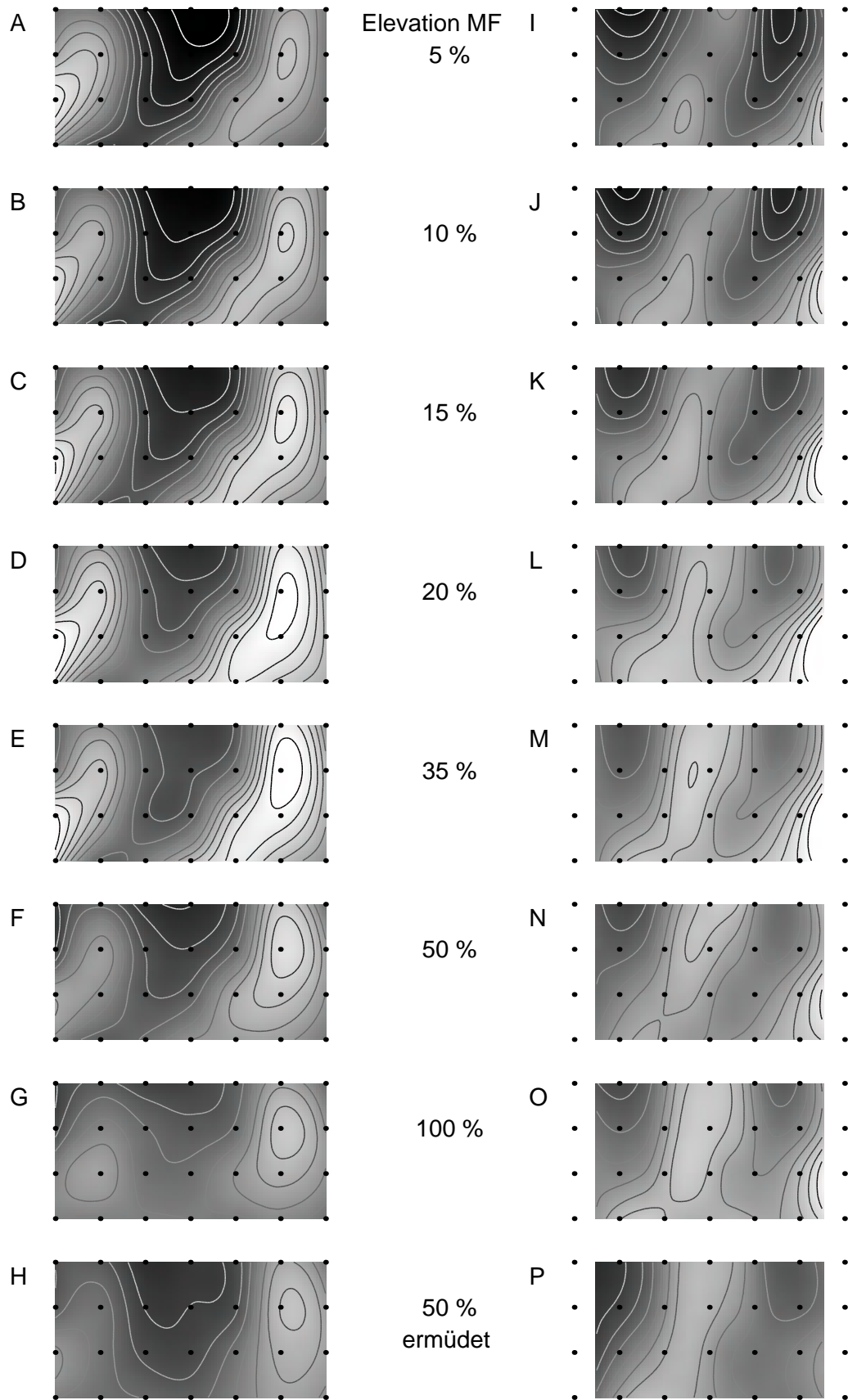


Abb. 5.9: Topographische Maps der in Abb. 5.8 dargestellten $MF_{monopolar}$ (A-H) und $MF_{bipolar}$ (I-P) bei Elevation mit 5, 10, 15, 20, 35, 50 und 100 % MVC sowie nach ermüdender Elevation mit 50 % MVC. Skalierung: A-G: 45–75 Hz, I-O: 50–80 Hz, H: 25–55 Hz, P: 30–60 Hz. Abstand der Konturlinien 2,5 Hz.

5.2.4 Topographie des Oberflächenelektromyogramms bei ermüdender Schulter-elevation mit 50 % der Maximalkraft

Bei der ermüdenden Kontraktion mit 50 % MVC blieb das Muster der RMS in medial-lateraler Richtung vollständig erhalten (Abb. 5.10). Zwischen den medial-lateralen Elektrodenspalten fanden sich keine signifikanten Unterschiede im normierten RMS-Anstieg ($p > 0,1$ für $RMS_{\text{monopolar}}$ und RMS_{bipolar}). Der normierte RMS-Anstieg unterschied sich signifikant zwischen den 4 Elektrodenreihen, sowohl für $RMS_{\text{monopolar}}$ ($p < 0,001$) als auch für RMS_{bipolar} ($p < 0,001$). Es kam zu einer Zunahme der RMS im oberen Bereich des M. trapezius, nicht jedoch im unteren Bereich. Im oberen Bereich wurden dabei die Werte der der Ermüdung vorangegangenen Kontraktion mit 100 % MVC erreicht (Abb. 5.10).

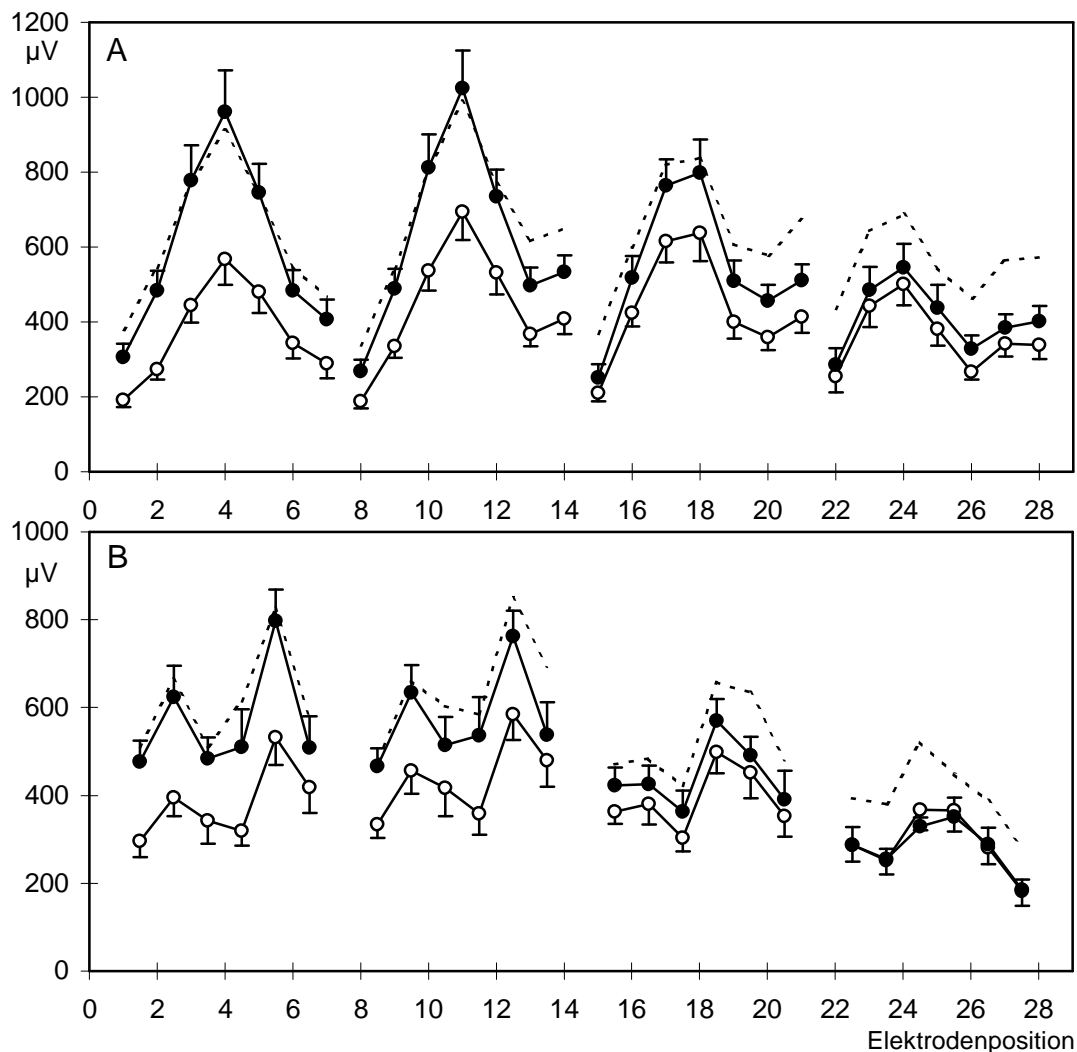


Abb. 5.10: Mittelwert und SEM der $RMS_{\text{monopolar}}$ (A) und RMS_{bipolar} (B) am Beginn (RMS_0 , offene Kreise) und am Ende (RMS_E , geschlossene Kreise) der erschöpfenden Elevation mit 50 % MVC. Die gestrichelte Linie zeigt die RMS bei 100 % MVC.

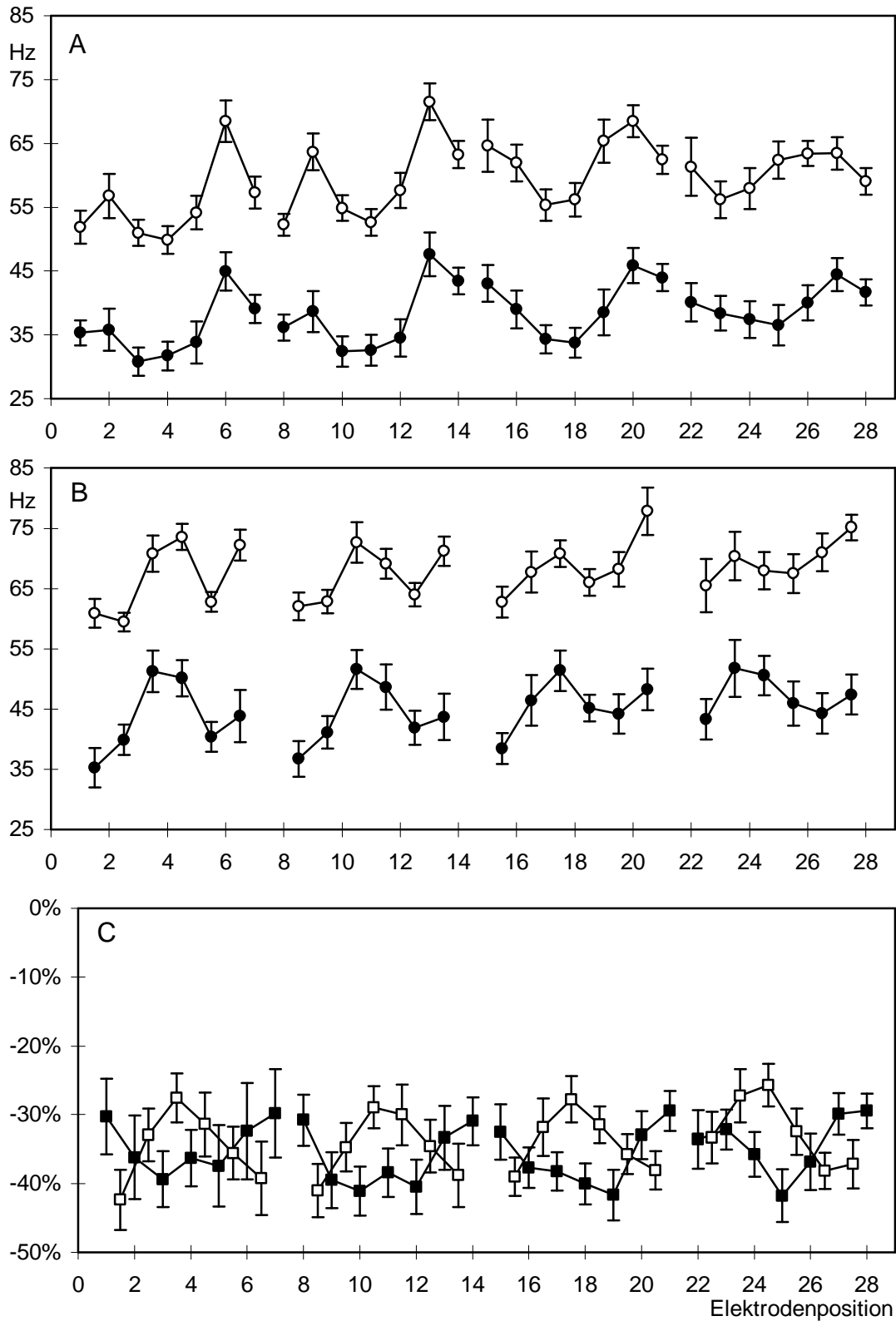


Abb. 5.11: Mittelwert und SEM der MF am Beginn (MF_0 , offen) und am Ende (MF_E , geschlossen) der erschöpfenden Elevation mit 50 % MVC. $MF_{\text{monopolar}}$ (A) und MF_{bipolar} (B). C: Normierter Anstieg der MF $[(MF_E - MF_0)/MF_0]$ für $MF_{\text{monopolar}}$ (geschlossen) und MF_{bipolar} (offen).

Der ungleichmäßige Anstieg des RMS verschob sowohl das bipolare als auch das monopolare SEMG nach cranial (Abb. 5.7 F, H, N, P). Dies äußerte sich auch in einer signifikanten cranialen Verschiebung ($p < 0,001$) des $\text{RMS}_{\text{monopolar}}$ -Schwerpunktes (Abb. 5.5), ohne Verschiebung in medial-lateraler Richtung ($p > 0,1$).

Die ermüdende Kontraktion bei 50 % MVC führte zu einer signifikanten Abnahme der MF (negativer normierter MF-Anstieg) an allen Elektrodenpositionen (Abb. 5.11, $\text{MF}_{\text{monopolar}}$: $p < 0,05$, $\text{MF}_{\text{bipolar}}$: $p < 0,01$, Bonferroni-korrigierter t-Test). Im Gegensatz zur RMS war der normierte MF-Anstieg unabhängig von der cranial-caudalen Elektrodenposition ($p > 0,5$ für $\text{MF}_{\text{monopolar}}$ und $\text{MF}_{\text{bipolar}}$), jedoch fand sich ein signifikanter ($p < 0,001$ für $\text{MF}_{\text{monopolar}}$ und $\text{MF}_{\text{bipolar}}$) Effekt der medial-lateralen Elektrodenspalte. Dieses Resultat entspricht dem U-förmigen Kurvenverlauf des normierten Anstiegs der $\text{MF}_{\text{monopolar}}$ und dem umgekehrt U-förmigen Verlauf des normierten Anstiegs der $\text{MF}_{\text{bipolar}}$ in Abbildung 5.10 C. Obwohl signifikant, waren die Unterschiede im MF-Anstieg zu gering, um in den MF-Maps deutlich zu werden (Abb. 5.9 F, H, N, P).

5.3 Diskussion

5.3.1 Zur Topographie der Amplitude des Oberflächenelektromyogramms

Die Topographie der bipolaren RMS ist durch ein lokales Minimum über der Mitte jeder Elektrodenreihe charakterisiert. Ein solches Minimum in der Mitte zwischen C7 und Acromion wurde erstmals von Jensen et al. (1993b) nachgewiesen. Diese Topographie wurde mit der Lage der motorischen Endplatten erklärt. Die Erregung des motorischen Axons löst ein auf der Muskelfasermembran fortgeleitetes Aktionspotential aus. Zwei monopolare Elektroden, die in gleicher Entfernung von der motorischen Endplatte, aber in verschiedenen Richtungen positioniert sind, messen einen ähnlichen Potentialverlauf. Bei der Subtraktion beider Potentialverläufe zur Berechnung des bipolaren Signals heben diese sich größtenteils auf. Auch das Maximum der monopolaren RMS läßt sich dadurch erklären. Eine über dem Endplattengebiet liegende Elektrode mißt eine Summation der beiden in verschiedene Richtungen fortgeleiteten Aktionspotentiale, so daß insgesamt eine höhere RMS resultiert. Auf Grund der größeren Elektrodenfläche, des größeren Elektrodenabstandes und einer gewissen interindividuellen Variation der Endplattenposition, ist die RMS-Verminderung in der Mitte des Muskels (Abb. 5.3 B, D, 5.6 B, 5.10 B) weniger scharf als bei Jensen et al.

(1993b, Fig. 3). In der untersten Elektrodenreihe ist das Minimum der bipolaren RMS am wenigsten deutlich, da hier die Richtung der Elektrodenreihe nicht mehr parallel zur Faserrichtung verläuft. Benachbarte Elektroden messen hier Potentiale, die nicht ausschließlich von denselben Muskelfasern generiert werden und sich deshalb nicht aufheben.

Unterschiede der RMS-Topographie zwischen Abduktion und Elevation wurden in der vorliegenden Studie nicht nachgewiesen. Auch ein Einfluß des Winkels im Schultergelenk oder der Elevationskraft findet sich nicht. Dies steht im Gegensatz zu Befunden am *M. biceps brachii*, wo eine Verschiebung der monopolaren SEMG-Amplitude mit zunehmender Kraft nach medial und proximal gefunden wird (Scholle et al. 1992b). Dies wird durch eine unterschiedliche Lage von großen und kleinen motorischen Einheiten verursacht. Da die zuerst rekrutierten kleinen motorischen Einheiten ihre Innervationszone weiter distal haben als die größeren, verschieben sich zwischen 5 % und 60 % MVC das Maximum der $RMS_{monopolar}$ und das Minimum der $RMS_{bipolar}$ um etwa 2 cm nach proximal (Roeleveld et al. 1998). Bei höheren Kräften erfolgt keine weitere Verschiebung, was vermutlich dadurch zu erklären ist, daß in proximalen Muskeln zuerst eine Rekrutierung zusätzlicher motorischer Einheiten bei unveränderter Entladungsrate erfolgt und erst bei weiterer Kraftzunahme die Entladungsrate ansteigt (Dorfman et al. 1989, Westgaard 1999). Nach den im Rahmen dieser Arbeit gewonnen Daten scheinen die motorischen Endplatten des *M. trapezius* gleichmäßig verteilt zu sein, da keine RMS-Verschiebung erfolgt, insbesondere nicht bei geringen und mäßigen Kräften. Jensen et al. (1993) geben eine Breite des Endplattengebietes in anatomischen Studien von 1 cm an. Dies ist möglicherweise zu wenig, um mit unserer Elektrodenanordnung nachweisbar zu sein.

Ein überraschendes Ergebnis der vorliegenden Untersuchung war die geringe Verschiebung der RMS-Topographie bei verschiedenen Abduktionswinkeln. Hierbei verändert sich nicht nur die Zahl der aktiven motorischen Einheiten, sondern die Verkürzung des Muskels ließ eine Verschiebung von Muskel und Haut erwarten, die die relative Elektrodenposition verändert. Die nur unerhebliche Schwerpunktverschiebung ist möglicherweise Folge einer symmetrischen Verkürzung, die die Lage der Endplatten in der Mitte der Muskelfasern unverändert läßt.

Bei Anteversion findet sich eine Verschiebung des RMS-Schwerpunktes nach lateral und eine Verschiebung nach cranial mit zunehmendem Winkel. Diese läßt sich am

ehsten durch eine zusätzliche Aktivierung des M. deltoideus erklären, dessen Ansatz an der Skapula sich im Bereich der lateralen und cranialen Elektroden befindet. Die Zunahme des Anteversionsmoments im Schultergelenk mit zunehmendem Winkel erfordert eine stärkere Kraftentwicklung und ansteigende Deltoideus-Aktivierung, während die Kraftentwicklung des M. trapezius wenig zunimmt, womit sich der $RMS_{\text{monopolar}}$ -Schwerpunkt nach cranial verschiebt. Diese Interpretation wird auch dadurch gestützt, daß Jensen et al. (1993b) keine Unterschiede in der medial-lateralen Topographie der RMS_{bipolar} zwischen Abduktion und Anteversion fand, wenn die lateralsten Bereiche nicht mit gemessen wurden. Insgesamt ist die SEMG-Topographie des M. trapezius selbst weitgehend unabhängig von Kraft und Winkel und Verschiebungen bei Anteversion lassen sich durch SEMG-Signale aus dem M. deltoideus (cross-talk) erklären.

5.3.2 Zur Topographie der Medianfrequenz des Spektrums des Oberflächenelektromyogramms

Die bipolare MF zeigt ein relatives Maximum über dem mittleren Teil des Muskels, d.h. über dem Gebiet der motorischen Endplatten. Ein solches Muster wurde bereits für den M. tibialis ant. von Roy et al. (1986) beschrieben. Analog zur RMS, zeigen $MF_{\text{monopolar}}$ und MF_{bipolar} ein fast inverses topographisches Muster. Die vorliegenden experimentellen Untersuchungen sind die ersten zur Topographie der MF des monopolaren SEMG. Für das Spektrum des Muskelfaseraktionspotentials liegen jedoch Simulationen von Lateva et al. (1993) vor. Dieses Modell sagt eine geringere $MF_{\text{monopolar}}$ über den motorischen Endplatten als zwischen Endplatte und Sehne voraus, was nun experimentell bestätigt werden kann. Die qualitative Topographie von Muskelfaseraktionspotentialen und willkürlichem SEMG sollte ähnlich sein, da das willkürliche SEMG durch Überlagerung von Potentialen motorischer Einheiten entsteht, die ihrerseits Überlagerungen von Muskelfaseraktionspotentialen darstellen.

Die MF steigt mit zunehmender Kraft bis zu etwa 20 % MVC. Ein leichter Anstieg der MF im unteren Kraftbereich ist eine allgemeine Beobachtung in der SEMG-Literatur (Öberg et al. 1990, Öberg et al. 1991, Hägg 1992, Mannion 1999) und wird auf die Rekrutierung von Muskelfasern mit größerem Durchmesser und damit größerer Muskelfaserleitgeschwindigkeit zurückgeführt. Hagberg und Hagberg (1989) beschrieben für den M. trapezius einen MF-Anstieg zwischen 5 % und 40 % MVC, nicht

jedoch zwischen 40 % und 100 % MVC. Es kann vermutet werden, daß dieser Unterschied durch das Ansteuerungsmuster der spinalen Motoneuronen verursacht wird. Bei niedrigen Kräften erfolgt die Kraftregulation im M. trapezius hauptsächlich durch Rekrutierung größerer (schnellerer) motorischer Einheiten, während bei großen Kräften die Steigerung der Entladungsrate (rate-coding) dominiert (Westgaard 1999). Der Zusammenhang zwischen MF und Größe der motorischen Einheit wurde auch für isolierte Potentiale motorischer Einheiten des M. interosseous dorsalis I bestätigt (Seki und Narusawa 1998) und gilt offensichtlich für zahlreiche Muskeln einschließlich des M. trapezius.

5.3.3 Veränderungen der Topographie des Oberflächenelektromyogramms bei Ermüdung

Während der erschöpfenden Elevation mit 50 % MVC sank die MF an allen Elektrodenpositionen, während die RMS nur im oberen Muskelanteil anstieg. Die SEMG-Antwort des oberen M. trapezius entsprach der Erwartung für eine isometrische Kontraktion mit hoher Kraft, die zur Beeinträchtigung der Blutversorgung führt (Hägg 1992, Merletti und LoConte 1997). Die metabolische Belastung führt zum Absinken des pH und zum Anstieg der extrazellulären Kaliumkonzentration. Die Veränderung der Membranerregbarkeit verlangsamt die Fortleitung des Aktionspotentials und vermindert damit die MF. Ein weiterer Einflußfaktor auf die MF ist die Synchronisation der Entladungen von Motoneuronen (Hermens et al. 1992, Krogh-Lund und Jorgensen 1993, Yao et al. 2000), deren Ausmaß bei Ermüdung jedoch unbekannt ist. Der Anstieg der RMS wird im wesentlichen durch eine erhöhte Entladungsrate der Motoneurone und durch Rekrutierung zusätzlicher motorischer Einheiten als Kompensation für den Kraftverlust bei Ermüdung verursacht. Ein gewisser Anteil des RMS-Anstiegs wird durch die Veränderung der Potentialform auf Grund verminderter Muskelfaserleitungsgeschwindigkeit verursacht (Merletti und LoConte 1997).

Der caudale Teil des M. trapezius zeigt bei Ermüdung einen Abfall der MF, der nicht von einem Anstieg der RMS begleitet ist. Während das umgekehrte Muster bei Kontraktionen mit geringer Kraft häufig gefunden wird (Caffier et al. 1993, Gerdle et al. 1993, Öberg et al. 1994, Larsson et al. 1995), waren in der Literatur keine zu den Daten der vorliegenden Studie vergleichbaren Beobachtungen zu finden. Die Befunde könnten durch den Faserverlauf und die damit verbundene Wirkungsrichtung der unterschied-

lichen Muskelanteile erklärbar sein. Der obere Anteil enthält deszendierende Fasern, die die Skapula anheben, und der untere transversale bzw. ascendierende, die bei Elevation eher als Stabilisator wirken. Die Muskelermüdung im oberen Teil muß durch einen höheren zentralen Antrieb, der die Entladungsrate und die Rekrutierung (und damit die RMS) ansteigen läßt, kompensiert werden. Eine solche Kompensation findet im unteren Anteil offensichtlich nicht statt. Wenn der intramuskuläre Druck trotzdem hoch genug ist, um den Blutfluß einzuschränken, führt der extrazelluläre Kaliumanstieg zur Verminderung von Leitgeschwindigkeit und MF. Diese Erklärung impliziert, daß die unkompensierte Ermüdung zu einer verminderten Stabilisierung des Schultergürtels führt.

Topographische Unterschiede in der Reaktion des M. trapezius auf isoelektrische Ermüdung wurden bereits von Mathiassen und Aminoff (1997) untersucht. Die Probanden waren aufgefordert mittels Biofeedback die RMS (gemessen entweder über dem oberen oder dem unteren Teil des M. trapezius) konstant zu halten, indem sie den ausgestreckten Arm gegen die Unterlage abstützten. Dabei wurde eine größere Bedeutung des oberen Anteils und eine relativ große Unabhängigkeit beider Anteile voneinander gefunden. Die Flexibilität der Schultermuskulatur in einer anderen Biofeedback-Situation wurde von Palmerud et al. (1995) demonstriert. Den Probanden war es möglich, das SEMG des M. trapezius deutlich zu reduzieren, obwohl die Kraftentwicklung insgesamt unverändert blieb. Diese Reduktion war von einer EMG-Umverteilung zwischen den Muskeln des Schultergürtels begleitet (Palmerud et al. 1998). Topographische Unterschiede im SEMG des M. trapezius bei verschiedenen Aufgaben und Haltungen wurden auch von Jensen und Westgaard (1995, 1997) angegeben. Differentes Verhalten der SEMG-Variablen verschiedener Muskelanteile findet sich auch bei ermüdender Kontraktion der Rückenstrecker (Mannion und Dolan 1994, Mannion et al. 1997, Anders 1997).

Der normierte Anstieg der MF war unabhängig von der cranial-caudalen Elektrodenposition, jedoch waren medial-laterale Unterschiede vorhanden. Dies entspricht einem U-förmigen Kurvenverlauf mit starkem $MF_{\text{monopolar}}$ -Abfall und geringem MF_{bipolar} -Abfall über dem Gebiet der motorischen Endplatten. In monopolarer und bipolarer SEMG sind fortgeleitete und nicht-fortgeleitete Potentiale von unterschiedlicher Bedeutung. Nicht-fortgeleitete Potentiale entstehen am Ende der Muskelfasern, spiegeln den Verlauf des intrazellulären Aktionspotentials wieder und

nehmen mit der Entfernung nicht wesentlich ab (Stegeman et al. 1997). Sie unterscheiden sich zwischen benachbarten Elektroden kaum, so daß sie bei bipolarer Ableitung von geringer Bedeutung sind. Fortgeleitete Potentiale werden sowohl bei monopolarer als auch bei bipolarer Ableitung gemessen. Das differente Verhalten von $MF_{\text{monopolar}}$ und MF_{bipolar} könnten daher ein Hinweis auf unterschiedliche Einflüsse der Ermüdung auf fortgeleitete und nicht-fortgeleitete Potentiale sein. Lateva et al. (1993) haben den Einfluß von Leitgeschwindigkeit und Aktionspotentialdauer auf die $MF_{\text{monopolar}}$ simuliert. Für verlangsamte Fortleitung und konstanter Potentialdauer wurde ein stärkerer Abfall der $MF_{\text{monopolar}}$ über der motorischen Endplatte vorhergesagt (Lateva et al. 1993), was in der vorliegenden Studie nun auch experimentell bestätigt wurde.

5.4 Schlußfolgerungen

In der vorliegenden Studie wurde die SEMG-Topographie des M. trapezius mit Hilfe eines rechteckigen Elektrodenrasters untersucht, das parallel und senkrecht zum Faserverlauf ausgerichtet war. Dadurch war es möglich, Veränderungen der SEMG-Topographie mit Hilfe der Varianzanalyse statistisch zu testen. Haltungsveränderung im Schultergelenk hatten keinen Einfluß auf die SEMG-Topographie. Die Verwendung von einem Elektrodenpaar über dem oberen Anteil des M. trapezius erscheint deshalb für die meisten arbeitsmedizinischen Anwendungen ausreichend. Die beiden Elektroden sollten dann auf der Linie zwischen dem Dornfortsatz des 7. Halswirbels und dem Acromion, lateral des Mittelpunktes platziert werden. Bei Übertragung auf andere Muskeln erscheint das SEMG-Mapping besonders geeignet, um Elektrodenplatzierungen zu optimieren.

Bei der ermüdenden Kontraktion mit 50 % MVC war ein stärkerer Anstieg der RMS im oberen Anteil des Muskels nachweisbar. Bei Bildschirmarbeit wirken mittlere Belastungen von etwa 5 % MVC, so daß ein gleichartige Veränderung der SEMG-Topographie nicht wahrscheinlich erscheint. Mit den Daten der beiden vorliegenden Studien und der Literatur läßt sich diese Möglichkeit jedoch nicht ausschließen. Um dies zu untersuchen, wäre eine simultane Ableitung von einigen Elektrodenpaaren in cranial-caudaler Richtung ausreichend. Eine Beschränkung auf eine geringere Anzahl aufzuzeichnender SEMG-Kanäle erlaubt (bei gleicher Speicherkapazität) die längere Aufzeichnungsdauer, die für arbeitsphysiologische Messungen notwendig ist.

Die Eigenschaften des SEMG parallel zur Muskelfaserrichtung sind vor allem durch die Lage von motorischen Endplatten und Muskelfaser-Sehnen-Übergängen sowie

die Muskelfaserleitgeschwindigkeit bestimmt. Zu deren Untersuchung sowie zur direkten Bestimmung der Muskelfaserleitgeschwindigkeit sind Mehrkanalableitungen in Faserrichtung notwendig. Die monopolare Ableitung ist vorteilhaft, da sich andere Elektrodenmontagen (bipolar mit unterschiedlichen Elektrodenabständen) nachträglich berechnen lassen.

Zur direkten Bestätigung der „Cinderella-Hypothese“ ist es notwendig, die Aktivität einzelner motorischer Einheiten über einen längeren Zeitraum zu erfassen. Mittels „high-density“-SEMG kann das Entladungsmuster von bis zu fünf motorischen Einheiten des M. biceps brachii extrahiert werden (Kleine et al. 2000). Obwohl die Amplitude der Potentiale motorischer Einheiten des M. trapezius geringer ist als die des M. biceps brachii, läßt sich die Methode übertragen (unveröffentlichte Untersuchung). Für die erfolgreiche Anwendung bei arbeitsphysiologischen Untersuchungen ist eine Anpassung des Elektrodenrasters und eine Weiterentwicklung der notwendigen Auswertungsalgorithmen für lange Meßzeiten notwendig.

6 Zusammenfassung der Ergebnisse und Beantwortung der Fragestellung

Bei Bildschirmarbeit treten gehäuft arbeitsbezogene muskuloskeletale Störungen des Schulter-, Nacken- und Rückenbereichs auf. Ziel des ersten Teils der vorliegenden Arbeit war es deshalb, mit Hilfe der Oberflächenelektromyographie die Aktivierung der Schulter- und Rückenmuskulatur bei Bildschirmarbeit zu untersuchen. Bei 9 gesunden Sekretärinnen wurden 16 Kanäle bipolares SEMG des M. trapezius, der paravertebralen Rückenmuskulatur, des M. deltoideus und des M. sternocleidomastoideus während drei Arbeitsstunden aufgezeichnet. Synchron dazu erfolgte die Aufzeichnung der Position von Acromion und Halswirbelsäule (C7). SEMG- und Haltungsvariablen wurden mit Hilfe von linearer und multipler Regression analysiert. Es wurden die folgenden Ergebnisse erzielt:

1. Welche Rücken- und Schultermuskeln werden bei mehrstündiger Bildschirmarbeit besonders beansprucht ?

Die höchsten elektrischen Muskelaktivitäten wurden bei allen Probandinnen über dem M. trapezius gemessen. Die mittlere RMS entsprach dabei einer Belastung von 5 % MVC. Deutlich geringere SEMG-Aktivitäten wurden für die paravertebrale Muskulatur, den M. deltoideus und der M. sternocleidomastoideus gemessen. Die Rangfolge entspricht der Häufigkeitsverteilung von Beschwerden bei Bildschirmarbeit.

2. Wie verändert sich die Muskelaktivität im Arbeitsverlauf und nach Pausen ?

Bildschirmarbeit führte zu einem Anstieg der RMS des M. trapezius im Verlauf der Arbeitszeit. Nach den Pausen von 15 min sank die RMS, jedoch nicht bis zum Ausgangswert. In der zweiten und dritten Arbeitsstunde kam es, beginnend von einem bereits erhöhten Wert, zum erneuten Anstieg der RMS. Das SEMG der anderen Muskeln zeigt keine deutlichen Veränderungen.

3. Lassen sich Hinweise auf muskuläre Ermüdung finden ?

Etwa die Hälfte des Anstiegs der RMS des SEMG des M. trapezius war nicht mit einer Haltungsänderung korreliert. Dieser RMS-Anstieg war Folge einer vermehrten Rekrutierung von motorischen Einheiten zur Kompensation eines Kraftverlustes durch Ermüdung. Ein Abfall der MF als Folge einer Verminderung der Muskelfaserleitgeschwindigkeit war nicht nachweisbar.

4. Wie verändert sich die Haltung im Arbeitsverlauf ?

Die vertikale Position des siebenten Halswirbelfortsatzes verminderte sich im Arbeitsverlauf deutlich, die Schultern wurden weniger abgesenkt. Dabei kam es zu einer Annäherung von Schultern und Halswirbelsäule. Vermutlich führte die (isoelektrische) Ermüdung der paravertebralen Muskulatur zu einer zunehmenden Krümmung der Wirbelsäule, die durch aktives Hochziehen der Schultern kompensiert wurde, um eine optimale Höhe der Hände gegenüber der Tastatur zu erhalten.

5. Wie werden Haltungsveränderung und Ermüdung im SEMG reflektiert ?

Das Anheben der Schultern war in der multiplen Regression mit einem Anstieg der RMS des M. trapezius korreliert. Der verbleibende RMS-Anstieg ist ermüdungsbedingt.

Auf Grund der in Studie 1 nachgewiesenen Belastung des M. trapezius wurde im zweiten Teil dieser Arbeit der M. trapezius mit der Methode des SEMG-Interferenz-Mappings untersucht. Bei 11 gesunden Probanden wurden 28 Kanäle monopolarer SEMG vom rechten M. trapezius abgeleitet. Aus dem monopolaren SEMG und dem daraus berechneten bipolaren Signalen wurden topographische Maps für RMS und MF konstruiert. Dabei wurden Anteversion und Abduktion im Schultergelenk mit Winkeln von je 0°, 30°, 60°, 90° und 120° sowie isometrische Schulter elevation gegen Widerstände von 0 %, 5 %, 10 %, 15 %, 20 %, 35 %, 50 % und 100 % MVC verglichen. Zusätzlich wurde eine ermüdende Kontraktion bei 50 % MVC untersucht. Als Antworten auf die Fragestellung ergaben sich:

6. Wird der M. trapezius bei Anteversion, Abduktion und Elevation unterschiedlich beansprucht ?

Die Verteilung der RMS des monopolaren und bipolaren SEMG unterschied sich zwischen Abduktion und Elevation nicht. Eine mehr laterale und craniale Aktivierung bei Anteversion ist am ehesten Folge einer vermehrten Anspannung des vorderen Teils des M. deltoideus.

7. Beim M. biceps brachii führt Kraftzunahme zum ungleichmäßigen Anstieg der Amplitude des SEMG. Ist das für den M. trapezius auch der Fall ?

Der gleichmäßige Anstieg der RMS an allen Elektrodenpositionen läßt auf eine homogene Aktivierung des M. trapezius schließen. Im Gegensatz zum M. biceps brachii

fand sich kein Hinweis auf eine unterschiedliche Position der motorischen Endplatten von großen und kleinen motorischen Einheiten.

8. Wirkt Ermüdung an allen Stellen des Muskels in gleicher Weise auf das SEMG ?

In Folge der unterschiedlichen Richtung des unteren und oberen Teils des M. trapezius stieg die RMS des oberen Teils bei Ermüdung stärker an als im unteren Teil. Die normierte MF des oberen und unteren Anteils des M. trapezius fiel in gleichem Maße. Durch die unterschiedliche Abhängigkeit von fortgeleiteten und nicht-fortgeleiteten Potentialen fiel die normierte $MF_{\text{monopolar}}$ über den motorischen Endplatten am stärksten, die normierte MF_{bipolar} dort am wenigsten.

9. Wann rechtfertigt der Informationsgewinn den zusätzlichen Aufwand von Mehrkanalableitungen für das Oberflächenelektromyographie-Interferenz-Mapping ?

Für viele arbeitsphysiologische und bewegungswissenschaftliche Fragestellungen wird eine bipolare Ableitung vom oberen Anteil des M. trapezius ausreichend sein. Die beiden Elektroden sollten auf der Linie zwischen dem Dornfortsatz des 7. Halswirbels und dem Acromion, lateral des Mittelpunktes platziert werden. Um ein (wenig wahrscheinliches) unterschiedliches Verhalten des unteren und oberen Anteils des M. trapezius zu untersuchen, wäre eine simultane Ableitung von einigen Elektrodenpaaren in cranial-caudaler Richtung ausreichend. Zur Untersuchung der Lage der motorischen Endplatten und zur Bestimmung der Muskelfaserleitgeschwindigkeit sind (vorzugsweise monopolare) Mehrkanalableitungen in Faserrichtung notwendig. Eine Weiterentwicklung des „high-density“-SEMG und der Dekompositionsalgorithmen zur Analyse einzelner motorischer Einheiten könnte zur direkten Prüfung der „Cinderella-Hypothese“ beitragen.

7 Literaturverzeichnis

- Aaras A: The impact of ergonomic intervention on individual health and corporate prosperity in a telecommunications environment. *Ergonomics* 37 (1994) 1679-1696.
- Aker PD, Gross AR, Goldsmith CH, Peloso P: Conservative management of mechanical neck pain: systematic overview and meta-analysis. *BMJ* 313 (1996) 1291-1296.
- Akerblom B: Standing and sitting posture. With special reference to the construction of chairs. Diss. med. Karolinska Institutet. Stockholm 1949.
- Allen GM, McKenzie DK, Gandevia SC: Twitch interpolation of the elbow flexor muscles at high forces. *Muscle Nerve* 21 (1998) 318-328.
- American Association of Electrodiagnostic Medicine (AAEM), American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation (AAPMR): Technology review: Dynamic electromyography in gait and motion analysis. *Muscle Nerve* 22 Suppl 8 (1999a) S233-S238.
- American Association of Electrodiagnostic Medicine (AAEM), American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation (AAPMR): Technology review: The use of surface EMG in the diagnosis and treatment of nerve and muscle disorders. *Muscle Nerve* 22 Suppl 8 (1999b) S239-S242.
- Anders C, Bradl I, Grosch J, Schumann NP, Scholle HC, Grieshaber R: Heben von Lasten - Ergebnisse einer bi- und monopolen polyelektromyographischen Studie an definierten Probandengruppen. In: Radandt S, Grieshaber R, Schneider W: Prävention von arbeitsbedingten Gesundheitsgefahren und Erkrankungen - 3. Erfurter Tage. Monade. Leipzig 1997. 273-282.
- Anders C, Schumann NP, Scholle HC, Witte H, Zwiener U: Quantifizierung von Artefakten im Oberflächen-EMG zur Validisierung der unteren Grenzfrequenz bei klinisch physiologischen Untersuchungen. *Z EEG-EMG* 22 (1991) 40-44.
- Arendt-Nielsen L, Mills KR, Forster A: Changes in muscle fiber conduction velocity, mean power frequency, and mean EMG voltage during prolonged submaximal contractions. *Muscle Nerve* 12 (1989) 493-497.
- Bansevicius D, Sjaastad O: Cervicogenic headache: the influence of mental load on pain level and EMG of shoulder-neck and facial muscles. *Headache* 36 (1996) 372-378.

- Bansevicius D, Westgaard RH, Jensen C: Mental stress of long duration: EMG activity, perceived tension, fatigue, and pain development in pain free subjects. *Headache* 37 (1997) 499-510.
- Bao S, Mathiassen SE, Winkel J: Normalisation Upper Trapezius EMG Amplitude: Comparison of Different Procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 5 (1997) 251-257.
- Basmajian JV, De Luca CJ: *Muscles alive. Their functions revealed by electromyography.* Williams & Wilkins. Baltimore 1985.
- Bawa P, Chalmers GR, Jones KE, Sogaard K, Walsh ML: Voluntary and reflexive recruitment in forearm muscles. In: Christensen H, Sjogaard G: *Muscular disorders in computer users: Mechanisms and models.* Procid symposium. National Institute of Occupational Health. Copenhagen 1999. 34-38.
- Bawa P, Lemon RN: Recruitment of motor units in response to transcranial magnetic stimulation in man. *J Physiol Lond* 471 (1993) 445-464.
- Bergqvist U, Knave B, Voss M, Wibom R: A longitudinal study of VDT work and health. *Int J Human Computer Interaction* 4 (1992) 197-219.
- Bergqvist U, Wolgast E, Nilsson B, Voss M: The influence of VDT work on musculoskeletal disorders. *Ergonomics* 38 (1995a) 754-762.
- Bergqvist U, Wolgast E, Nilsson B, Voss M: Musculoskeletal disorders among visual display terminal workers: individual, ergonomic, and work organizational factors. *Ergonomics* 38 (1995b) 763-776.
- Blok JH: Volume conduction and EMG. Simulation studies and Experiments. M.Sc. Thesis. Department of Clinical Neurophysiology. University Hospital Nijmegen 1997
- Blok JH: ANVOLCON. Analytical Volume Conduction Model. On: Freriks B, Hermens HJ: *European recommendations for surface electromyography. Results of the SENIAM Project.* CD-rom publication. Roessingh Research and Development. Enschede 2000.
- Blok JH, Stegeman DF, van Dijk HP, Zwarts MJ: Multi-channel surface EMG improves motor unit number estimation. *Clin Neurophysiol* 110 Suppl 1 (1999) S90.
- Bortz J: *Statistik für Sozialwissenschaftler.* Springer. Berlin 1993.
- Brisson C, Montreuil S, Punnett L: Effects of an ergonomic training program on workers with video display units. *Scand J Work Environ Health* 25 (1999) 255-263.

- Brown P: Cortical drives to human muscle: the Piper and related rhythms. *Prog Neurobiol* 60 (2000) 97-108.
- Byström SE, Mathiassen SE, Fransson-Hall C: Physiological effects of micropauses in isometric handgrip exercise. *Eur J Appl Physiol* 63 (1991) 405-411.
- Caffier G, Heinecke D, Hinterthan R: Surface EMG and load level during long-lasting static contractions of low intensity. *Int J Ind Ergon* 12 (1993) 77-83.
- Conway BA, Halliday DM, Farmer SF, Shahani U, Maas P, Weir AI, Rosenberg JR: Synchronization between motor cortex and spinal motoneuronal pool during the performance of a maintained motor task in man. *J Physiol Lond* 489 (1995) 917-924.
- Crenshaw AG, Karlsson S, Gerdle B, Friden J: Differential responses in intramuscular pressure and EMG fatigue indicators during low- vs. high-level isometric contractions to fatigue. *Acta Physiol Scand* 160 (1997) 353-361.
- Cohen LG, Ziemann U, Chen R, Classen J, Hallett M, Gerloff C, Butefisch C: Studies of neuroplasticity with transcranial magnetic stimulation. *J Clin Neurophysiol* 15 (1998) 305-324.
- De Luca CJ, Erim Z: Common drive of motor units in regulation of muscle force. *TINS* 17 (1994) 299-305.
- Denny-Brown DE, Pennybacker JB: Fibrillation and fasciculation in voluntary muscle. *Brain* 61 (1938) 311-334.
- DeSerres SJ, Enoka RM: Older adults can maximally activate the biceps brachii muscle by voluntary command. *J Appl Physiol* 84 (1998) 284-291.
- Deuschl G, Eisen A: Recommendations for the practice of Clinical Neurophysiology: Guidelines of the International Federation of Clinical Neurophysiology. *Electroenceph Clin Neurophysiol Suppl* 52 (1999)
- Dorfman LJ, Howard JE, McGill KC: Motor unit firing rates and firing rate variability in the detection of neuromuscular disorders. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 73 (1989) 215-224.
- Elert J, Gerdle B: The relationship between contraction and relaxation during fatiguing isokinetic shoulder flexions. An electromyographic study. *Eur J Appl Physiol* 59 (1989) 303-309.

- Elert JE, Rantapää-Dahlqvist SB, Henriksson-Larsen K, Lorentzon R, Gerdle BU: Muscle performance, electromyography and fibre type composition in fibromyalgia and work-related myalgia. *Scand J Rheumatol* 21 (1992) 28-34.
- Enoka RM: Morphological features and activation patterns of motor units. *J Clin Neurophysiol* 12 (1995) 538-559.
- Enoka RM: Neural adaptations with chronic physical activity. *J Biomech* 30 (1997) 447-455.
- Enoka RM, Stuart DG: Neurobiology of muscle fatigue. *J Appl Physiol* 72 (1992) 1631-1648.
- Erim Z, De Luca CJ, Mineo K, Aoki T: Rank-ordered regulation of motor units. *Muscle Nerve* 19 (1996) 563-573.
- Ertel M, Junghanns G, Pech E, Ullsperger P: Auswirkungen der Bildschirmarbeit auf Gesundheit und Wohlbefinden. Ergebnisse betrieblicher Untersuchungen mit dem Fragebogen „Gesundheit am Bildschirmarbeitsplatz“. Wirtschaftsverlag NW. Bremerhaven 1997.
- Faucett J, Rempel D: VDT-related musculoskeletal symptoms: interactions between work posture and psychosocial work factors. *Am J Ind Med* 26 (1994) 597-612.
- Feng Y, Grooten W, Wretenberg P, Arborelius UP: Effects Of Arm Support On Shoulder and Arm Muscle Activity During Sedentary Work. *Ergonomics* 40 (1997) 834-848.
- Fernström E, Ericson MO, Malker H: Electromyographic activity during typewriter and keyboard use. *Ergonomics* 37 (1994) 477-484.
- Freude G, Ullsperger P: Analyse psychischer Beanspruchung anhand von Parametern der bioelektrischen Hirnaktivität. Wirtschaftsverlag NW. Bremerhaven 1994.
- Gandevia SC: Neural control in human muscle fatigue: changes in muscle afferents, motoneurons and motor cortical drive. *Acta Physiol Scand* 162 (1998) 275-283.
- Gandevia SC, Allen GM, McKenzie DK: Central fatigue. Critical issues, quantification and practical implications. *Adv Exp Med Biol* 384 (1995) 281-294.
- Garland SJ, Kaufman MP: Role of muscle afferents in the inhibition of motoneurons during fatigue. *Adv Exp Med Biol* 384 (1995) 271-278.
- Gerdle B, Edström M, Rahm M: Fatigue in the shoulder muscles during static work at two different torque levels. *Clin Physiol* 13 (1993) 469-482.

- Gerdle B, Henriksson-Larsen K, Lorentzon R, Wretling ML: Dependence of the mean power frequency of the electromyogram on muscle force and fibre type. *Acta Physiol Scand* 142 (1991) 457-465.
- Green S, Buchbinder R, Glazier R, Forbes A: Systematic review of randomised controlled trials of interventions for painful shoulder: selection criteria, outcome assessment, and efficacy. *BMJ* 316 (1998) 354-360.
- Green S, Buchbinder R, Glazier R, Forbes A: Interventions for shoulder pain. *Cochrane Review*. The Cochrane Library. Update Software. Oxford 2000.
- Gross AR, Aker PD, Goldsmith CH, Peloso P: Patient education for mechanical neck disorders. *Cochrane Review*. The Cochrane Library. Update Software. Oxford 2000a.
- Gross AR, Aker PD, Goldsmith CH, Peloso P: Physical medicine modalities for mechanical neck disorders. *Cochrane Review*. The Cochrane Library. Issue 2. Update Software. Oxford 2000b.
- Hagberg C, Hagberg M: Surface EMG amplitude and frequency dependence on exerted force for the upper trapezius muscle. *Eur J Appl Physiol* 58 (1989) 641-645.
- Hagberg M: The amplitude distribution of surface EMG in static and intermittent static muscular performance. *Eur J Appl Physiol* 40 (1979) 265-272.
- Hagberg M, Silverstein B, Wells R, Smith MJ, Hendrick HW, Carayon P, Perusse M: Work related musculoskeletal disorders (WMSDs): A reference book for prevention. (Eds.: Kuorinka, I.; Forcier, L.). Taylor & Francis. London 1995.
- Hägg GM: Static work load and occupational myalgia - A new explanation model. In: Anderson P, Hobart D, Danoff J: *Electromyographical Kinesiology*. Elsevier Science. Amsterdam 1991. 141-144.
- Hägg GM: Interpretation of EMG spectral alterations and alteration indexes at sustained contraction. *J Appl Physiol* 73 (1992) 1211-1217.
- Hägg GM: Action potential velocity measurements in the upper trapezius muscle. *J Electromyogr Kinesiol* 3 (1993) 231-235.
- Hägg GM, Aström A: Load pattern and pressure pain threshold in the upper trapezius muscle and psychosocial factors in medical secretaries with and without shoulder/neck disorders. *Int Arch Occup Environ Health* 69 (1997) 423-432.

- Hägg GM, Kadefors R: EMG alterations at sustained contractions with special emphasis on applications in ergonomics. In: Kumar S, Mital A: Electromyography in ergonomics. Taylor & Francis. London 1996. 163-182.
- Hägg GM, Ojok JR: Isotonic and isoelectric endurance tests for the upper trapezius muscle. *Eur J Appl Physiol* 75 (1997) 263-267.
- Hales TR, Sauter SL, Peterson MR, Fine LJ, Putz-Anderson V, Schleifer LR, Ochs TT, Bernard BP: Musculoskeletal disorders among visual display terminal users in a telecommunications company. *Ergonomics* 37 (1994) 1603-1621.
- Hallett M, Berardelli A, Delwaide P, Freund HJ, Kimura J, Lucking C, Rothwell JC, Shahani BT, Yanagisawa N: Central EMG and tests of motor control. Report of an IFCN committee. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 90 (1994) 404-432.
- Halliday DM, Conway BA, Farmer SF, Rosenberg JR: Using electroencephalography to study functional coupling between cortical activity and electromyograms during voluntary contractions in humans. *Neurosci Lett* 241 (1998) 5-8.
- Henneman E: Relation between size of neurons and their susceptibility to discharge. *Science* 126 (1957) 1345-1347.
- Hermans V, Spaepen AJ: Perceived discomfort and electromyographic activity of the upper trapezius while working at a VDT station. *Int J Occup Safety and Ergonomics* 1 (1995) 208-214.
- Hermens HJ, Bruggen TA, Baten CT, Rutten WL, Boom HB: The median frequency of the surface EMG power spectrum in relation to motor unit firing and action potential properties. *J Electromyogr Kinesiol* 2 (1992) 15-25.
- Hogrel JY, Duchene J, Marini JF: Variability of some SEMG parameter estimates with electrode location. *J Electromyogr Kinesiol* 8 (1998) 305-315.
- Järvholm U, Palmerud G, Karlsson D, Herberts P, Kadefors R: Intramuscular pressure and electromyography in four shoulder muscles. *J Orthop Res* 9 (1991) 609-619.
- Jensen C, Nilsen K, Hansen K, Westgaard RH: Trapezius muscle load as a risk indicator for occupational shoulder-neck complaints. *Int Arch Occup Environ Health* 64 (1993a) 415-423.
- Jensen C, Vasseljen O, Westgaard RH: The influence of electrode position on bipolar surface electromyogram recordings of the upper trapezius muscle. *Eur J Appl Physiol* 67 (1993b) 266-273.

- Jensen C, Westgaard RH: Functional subdivision of the upper trapezius muscle during maximal isometric contractions. *J Electromyogr Kinesiol* 5 (1995) 227-237.
- Jensen C, Westgaard RH: Functional subdivision of the upper trapezius muscle during low level activation. *Eur J Appl Physiol* 76 (1997) 335-339.
- Jonsson B: Quantitative electromyographic evaluation of muscular load during work. *Scand J Rehabil Med Suppl.* 6 (1978) 69-74.
- Jonsson B: The static load component in muscle work. *Eur J Appl Physiol* 57 (1988) 305-310.
- Jorgensen K, Fallentin N, Krogh-Lund C, Jensen B: Electromyography and fatigue during prolonged, low-level static contractions. *Eur J Appl Physiol* 57 (1988) 316-321.
- Kadefors R, Forsman M, Zoega B, Herberts P: Recruitment of low threshold motor-units in the trapezius muscle in different static arm positions. *Ergonomics* 42 (1999) 359-375.
- Kadi F, Hägg G, Häkansson R, Holmner S, Butler-Browne GS, Thornell LE: Structural changes in male trapezius muscle with work-related myalgia. *Acta Neuropathologica* 95 (1998a) 352-360.
- Kadi F, Waling K, Ahlgren C, Sundelin G, Holmner S, Butler-Browne GS, Thornell LE: Pathological mechanisms implicated in localized female trapezius myalgia. *Pain* 78 (1998b) 191-196.
- Kamwendo K, Linton SJ: A controlled study of the effect of neck school in medical secretaries. *Scand J Rehabil Med* 23 (1991) 143-152.
- Kamwendo K, Linton SJ, Moritz U: Neck and shoulder disorders in medical secretaries. Part I. Pain prevalence and risk factors. *Scand J Rehabil Med* 23 (1991) 127-133.
- Karjalainen K, Malmivaara A, van Tulder M, Roine R, Jauhiainen M, Hurri H, Koes B: Multidisciplinary rehabilitation for fibromyalgia and musculoskeletal pain in working age adults (Cochrane Review). In: *The Cochrane Library*. Issue 2. Update Software. Oxford 2000.
- Kernell D: Organized variability in the neuromuscular system: a survey of task-related adaptations. *Arch Ital Biol* 130 (1992) 19-66.
- Kleine BU, Blok JH, Oostenveld R, Praamstra P, Stegeman DF: Magnetic stimulation induced modulations of motor unit firings extracted from multi-channel surface EMG. *Muscle Nerve* 23 (2000) 1005-1015.

- Krogh-Lund C: Myo-electric fatigue and force failure from submaximal static elbow flexion sustained to exhaustion. *Eur J Appl Physiol* 67 (1993) 389-401.
- Krogh-Lund C, Jorgensen K: Modification of myo-electric power spectrum in fatigue from 15% maximal voluntary contraction of human elbow flexor muscles, to limit of endurance: reflection of conduction velocity variation and/or centrally mediated mechanisms? *Eur J Appl Physiol* 64 (1992) 359-370.
- Krogh-Lund C, Jorgensen K: Myo-electric fatigue manifestations revisited: power spectrum, conduction velocity, and amplitude of human elbow flexor muscles during isolated and repetitive endurance contractions at 30% maximal voluntary contraction. *Eur J Appl Physiol* 66 (1993) 161-173.
- Kuchling H: Physik. Fachbuchverlag. Leipzig 1987.
- Lahad A, Malter AD, Berg AO, Deyo RA: The effectiveness of four interventions for the prevention of low back pain. *Jama* 272 (1994) 1286-1291.
- Larsson SE, Larsson R, Zhang Q, Cai H, Öberg PA: Effects of psychophysiological stress on trapezius muscles blood flow and electromyography during static load. *Eur J Appl Physiol* 71 (1995) 493-498.
- Lateva ZC, Dimitrova NA, Dimitrov GV: Effect of recording electrode position along a muscle fibre on surface potential power spectrum. *J Electromyogr Kinesiol* 3 (1993) 195-204.
- Lateva ZC, McGill KC: Estimation of motor-unit properties by morphological analysis of motor-unit potential waveforms. *Clin Neurophysiol Suppl* 111 (1999) S251.
- Lateva ZC, McGill KC, Burgar CG: Anatomical and electrophysiological determinants of the human thenar compound muscle action potential. *Muscle Nerve* 19 (1996) 1457-1468.
- LeFever RS, De Luca CJ: A procedure for decomposing the myoelectric signal into its constituent action potentials. Part I: Technique, theory, and implementation. *IEEE Trans Biomed Eng* 29 (1982) 149-157.
- LeFever RS, Xenakis AP, De Luca CJ: A procedure for decomposing the myoelectric signal into its constituent action potentials. Part II: Execution and test for accuracy. *IEEE Trans Biomed Eng* 29 (1982) 158-164.
- Liepert J, Terborg C, Weiller C: Motor plasticity induced by synchronized thumb and foot movements. *Exp Brain Res* 125 (1999) 435-439.

- Lindman R, Hagberg M, Angqvist KA, Soderlund K, Hultman E, Thornell LE: Changes in muscle morphology in chronic trapezius myalgia. *Scand J Work Environ Health* 17 (1991) 347-355.
- Lundervold AJ: Electromyographic investigations of position and manner of working in typewriting. *Acta Physiol Scand Suppl* 24 (1951)
- Luttmann A, Jäger M, Sokeland J, Laurig W: Electromyographical study on surgeons in urology. II. Determination of muscular fatigue. *Ergonomics* 39 (1996) 298-313.
- Mannion AF: Fibre type characteristics and function of the human paraspinal muscles: normal values and changes in association with low back pain. *J Electromyogr Kinesiol* 9 (1999) 363-377.
- Mannion AF, Connolly B, Wood K, Dolan P: The use of surface EMG power spectral analysis in the evaluation of back muscle function. *Journal Of Rehabilitation Research and Development* 34 (1997) 427-439.
- Mannion AF, Dolan P: Electromyographic median frequency changes during isometric contraction of the back extensors to fatigue. *Spine* 19 (1994) 1223-1229.
- Mannion AF, Dolan P: The Effects of Muscle Length and Force Output on the EMG Power Spectrum of the Erector Spinae. *J Electromyogr Kinesiol* 6 (1996) 159-168.
- Masuda K, Masuda T, Sadoyama T, Inaki M, Katsuta S: Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions. *J Electromyogr Kinesiol* 9 (1999) 39-46.
- Masuda T, Sadoyama T: Skeletal muscles from which the propagation of motor unit action potentials is detectable with a surface electrode array. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 67 (1987) 421-427.
- Mathiassen SE, Aminoff T: Motor control and cardiovascular responses during isoelectric contractions of the upper trapezius muscle: evidence for individual adaptation strategies. *Eur J Appl Physiol* 76 (1997) 434-444.
- Mathiassen SE, Winkel J: Quantifying variation in physical load using exposure-vs-time data. *Ergonomics* 34 (1991) 1455-1468.
- Mathiassen SE, Winkel J, Hägg GM: Normalisation of surface EMG amplitude from the upper trapezius muscle in ergonomic studies. A review. *J Electromyogr Kinesiol* 5 (1995) 197-226.
- McComas AJ: Motor units: how many, how large, what kind? *J Electromyogr Kinesiol* 8 (1998) 391-402.

- Menozzi M, Von Buol A, Waldmann H, Kundig S, Krueger H, Spieler W: Training in ergonomics at VDU workplaces. *Ergonomics* 42 (1999) 835-845.
- Mense S: Neurobiologische Grundlagen von Muskelschmerz. *Schmerz* 13 (1999) 3-17.
- Merletti R, Farina D, Hermens H, Freriks B, Harlaar J: European recommendations for signal processing methods for surface electromyography. In: Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, Disselhorst-Klug C, Hägg G: European recommendations for surface electromyography. Results of the SENIAM project. Roessingh Research and Development. Enschede 1999. 57-68
- Merletti R, LoConte LR: Surface EMG signal processing during isometric contractions. *J Electromyogr Kinesiol* 7 (1997) 241-250.
- Merletti R, LoConte LR, Orizo C: Indices of muscle fatigue. *J Electromyogr Kinesiol* 1 (1991) 20-33.
- Moore RA, Gavaghan D, Tramer MR, Collins SL, McQuay HJ: Size is everything. Large amounts of information are needed to overcome random effects in estimating direction and magnitude of treatment effects. *Pain* 78 (1998) 209-216.
- Müller KW: Effects of ergonomic keyboards on static and dynamic components of electromyographic activity. In: Mital A, Krueger H, Kumar S, Menozzi M, Fernandez J: Advances in occupational ergonomics and safety. International Society of Occupational Ergonomics and Safety. Cincinnati, Ohio 1996. 502-507
- Öberg T, Sandsjö L, Kadefors R: Electromyogram mean power frequency in non-fatigued trapezius muscle. *Eur J Appl Physiol* 61 (1990) 362-369.
- Öberg T, Sandsjö L, Kadefors R: Variability of the EMG mean power frequency: a study on the trapezius muscle. *J Electromyogr Kinesiol* 1 (1991) 237-243.
- Öberg T, Sandsjö L, Kadefors R: Subjective and objective evaluation of shoulder muscle fatigue. *Ergonomics* 37 (1994) 1323-1333.
- Öberg T, Sandsjö L, Kadefors R, Larsson SE: Electromyographic changes in work-related myalgia of the trapezius muscle. *Eur J Appl Physiol* 65 (1992) 251-257.
- Palmerud G, Kadefors R, Sporrang H, Järvholm U, Herberts P, Hogfors C, Peterson B: Voluntary redistribution of muscle activity in human shoulder muscles. *Ergonomics* 38 (1995) 806-815.
- Palmerud G, Sporrang H, Herberts P, Kadefors R: Consequences of trapezius relaxation on the distribution of shoulder muscle forces: an electromyographic study. *J Electromyogr Kinesiol* 8 (1998) 185-193.

- Piper H: *Elektrophysiologie Menschlicher Muskeln*. Springer. Berlin 1912.
- Polanyi MF, Cole DC, Beaton DE, Chung J, Wells R, Abdoell M, Beech-Hawley L, Ferrier SE, Mondloch MV, Shields SA, Smith JM, Shannon HS: Upper limb work-related musculoskeletal disorders among newspaper employees: cross-sectional survey results. *Am J Ind Med* 32 (1997) 620-628.
- Potvin JR, Bent LR: A validation of techniques using surface EMG signals from dynamic contractions to quantify muscle fatigue during repetitive tasks. *J Electromyogr Kinesiol* 7 (1997) 131-139.
- Praamstra P, Stegeman DF, Horstink MW, Brunia CH, Cools AR: Movement-related potentials preceding voluntary movement are modulated by the mode of movement selection. *Exp Brain Res* 103 (1995) 429-439.
- Rainoldi A, Galardi G, Maderna L, Comi G, LoConte L, Merletti R: Repeatability of surface EMG variables during voluntary isometric contractions of the biceps brachii muscle. *J Electromyogr Kinesiol* 9 (1999) 105-119.
- Roeleveld K, Blok JH, Stegeman DF, van Oosterom A: Volume conduction models for surface EMG: confrontation with measurements. *J Electromyogr Kinesiol* 7 (1997a) 221-232.
- Roeleveld K, Drost G, Stegeman DF, Blok JH, Scholle HC: Estimation of motor unit position from surface EMG topographical maps. In: Hermens HJ, Stegeman D, Blok J, Freriks B: *The state of the art on modelling methods for surface electromyography*. Roessingh Research and Development. Enschede 1998. 76-81.
- Roeleveld K, Stegeman DF, Vingerhoets HM, Van Oosterom A: Motor unit potential contribution to surface electromyography. *Acta Physiol Scand* 160 (1997b) 175-183.
- Roeleveld K, Stegeman DF, Vingerhoets HM, Van Oosterom A: The motor unit potential distribution over the skin surface and its use in estimating the motor unit location. *Acta Physiol Scand* 161 (1997c) 465-472.
- Rohmert W: Ermittlung von Erholungspausen für statische Arbeit des Menschen. *Int Z angew Physiol* 18 (1960) 123-164.
- Rossignol AM, Morse EP, Summers VM, Pagnotto LD: Video display terminal use and reported health symptoms among Massachusetts clerical workers. *J Occup Med* 29 (1987) 112-118.
- Rössler H, Rüther W: *Orthopädie*. Urban & Schwarzenberg. München 1997.

- Roy SH, De Luca CJ, Schneider J: Effects of electrode location on myoelectric conduction velocity and median frequency estimates. *J Appl Physiol* 61 (1986) 1510-1517.
- Sauter S, Hales T, Bernard B, Fine L, Petersen M, Putz-Anderson V, Schleifer L, Ochs T: Summary of two NIOSH field studies of musculoskeletal disorders and VDT work among telecommunications and newspaper workers. In: Luczak H, Cakir A, Cakir G: *Work with display units 92*. North-Holland. Amsterdam 1993. 229-224.
- Scholle HC, Schumann NP, Anders C, Mey E: Quantitative topographische Kennzeichnung myoelektrischer Aktivitätsverteilungen des M. masseter: Mapping spektraler EMG-Parameter. *Z EEG-EMG* 23 (1992a) 115-120.
- Scholle HC, Struppler A, Anders C, Schumann NP: Kontrolle der isometrischen Muskelkontraktion bei muskulärer Hypotonie zentralen Ursprungs: EMG-Mapping-Analyse. *Z EEG-EMG* 23 (1992b) 178-183.
- Schumann NP, Witte H, Scholle HC, Zwiener U: Spektrales EMG-Mapping am M. masseter: Topographie der EMG-Aktivität in Abhängigkeit von der Muskelfunktion. In: Harzer W: *Kieferorthopädischer Gewebeumbau*. Quintessenz. Berlin 1991. 191-197
- Schumann NP, Scholle HC, Anders C, Mey E: Mapping spektraler EMG-Parameter des M. masseter bei gesunden Probanden unter definierten Belastungen. *Z EEG EMG* 23 (1992) 121-126.
- Sejersted OM, Vollestad NK: Physiology of muscle fatigue and associated pain. In: Vaeroy H, Merskey H: *Progress in fibromyalgia and myofascial pain*. Elsevier. Amsterdam 1993. 41-51.
- Seki K, Narusawa M: Relation between the size of motor units and the spectral characteristics of their action potentials. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 109 (1998) 436-443.
- Semmler JG, Kutzscher DV, Enoka RM: Gender differences in the fatigability of human skeletal muscle. *J Neurophysiol* 82 (1999) 3590-3593.
- Sherrington CS: Ferrier Lecture. Some functional problems attaching to convergence. *Proc R Soc Lond* 105 (1929) 332-362.
- Shibasaki H, Rothwell JC: EMG-EEG correlation. In: Deuschl G, Eisen A: *Recommendations for the practice of Clinical Neurophysiology: Guidelines of the*

- International Federation of Clinical Neurophysiology. *Electroenceph Clin Neurophysiol. Electroenceph Clin Neurophysiol Suppl* 52. 1999. 269-274.
- Simonis DG, Mense S: Understanding and measurement of muscle tone as related to clinical muscle pain. *Pain* 75 (1998) 1-17.
- Sjogaard G: Potassium and fatigue: the pros and cons. *Acta Physiol Scand* 156 (1996) 257-264.
- Sjogaard G, McComas AJ: Role of interstitial potassium. *Adv Exp Med Biol* 384 (1995) 69-80.
- Stalberg E, Falck B, Gilai A, Jabre J, Sonoo M, Todnem K: Standards for quantification of EMG and neurography. In: Deuschl G, Eisen A: *Recommendations for the practice of Clinical Neurophysiology: Guidelines of the International Federation of Clinical Neurophysiology. Electroenceph Clin Neurophysiol. Electroenceph Clin Neurophysiol. Suppl* 52. 1999. 213-220.
- Stalberg E, Nandedkar SD, Sanders DB, Falck B: Quantitative motor unit potential analysis. *J Clin Neurophysiol* 13 (1996) 401-422.
- Stashuk DW: Decomposition and qualitative analysis of clinical electromyographic signals. *Med Eng Phys* 21 (1999) 389-404.
- Stegeman DF, Blok JH, Hermens HJ, Roeleveld K: Surface EMG models: Properties and applications. In: Hermens HJ, Stegeman D, Blok J, Freriks B: *The state of the art on modelling methods for surface electromyography. Roessingh Research and Development. Enschede* 1998. 7-25.
- Stegeman DF, Dumitru D, King JC, Roeleveld K: Near- and far-fields: source characteristics and the conducting medium in neurophysiology. *J Clin Neurophysiol* 14 (1997) 429-442.
- Stephens JA, Harrison LM, Mayston MJ, Carr LJ, Gibbs J: The sharing principle. *Prog Brain Res* 123 (1999) 419-426.
- Straker LM, Pollock CM, Mangharam JE: The effect of shoulder posture on performance, discomfort and muscle fatigue whilst working on a visual display unit. *Int J Ind Ergon* 20 (1) (1997) 1-10.
- Sundelin G, Hagberg M: The effects of different pause types on neck and shoulder EMG activity during VDU work. *Ergonomics* 32 (1989) 527-537.

- Swanson NG, Sauter SL: The effects of exercise on the health and performance of data entry operators. In: Luczak H, Cakir A, Cakir G: Work with display units 92. North-Holland. Amsterdam 1993. 288-291.
- Takala EP, Viikari Juntura E, Tynkkynen EM: Does group gymnastics at the workplace help in neck pain? A controlled study. *Scand J Rehabil Med* 26 (1994) 17-20.
- Taylor JL, Butler JE, Allen GM, Gandevia SC: Changes in motor cortical excitability during human muscle fatigue. *J Physiol Lond* 490 (1996) 519-528.
- Thomas CK, Johansson RS, Bigland-Ritchie B: Pattern of pulses that maximize force output from single human thenar motor units. *J Neurophysiol* 82 (1999) 3188-3195.
- Traue HC, Kessler M, Cram JR: Surface EMG topography of pain distribution in pre-chronic back pain patients. *Int J Psychosom* 39 (1992) 18-27.
- Ulmer HV: Arbeits- und Sportphysiologie. In: Schmidt RF, Thews G: Physiologie des Menschen. Springer. Berlin 1995. 672-696.
- van Alphen E: Motor unit size estimation from surface EMG. M.Sc. Thesis. Department of Clinical Neurophysiology. University Hospital Nijmegen 2000
- van Cutsem M, Duchateau J, Hainaut K: Changes in single motor unit behaviour contribute to the increase in contraction speed after dynamic training in humans. *J Physiol Lond* 513 (1998) 295-305.
- van der Hoeven JH, Lange F: Supernormal muscle fiber conduction velocity during intermittent isometric exercise in human muscle. *J Appl Physiol* 77 (1994) 802-806.
- van der Hoeven JH, van Weerden TW, Zwarts MJ: Long-lasting supernormal conduction velocity after sustained maximal isometric contraction in human muscle. *Muscle Nerve* 16 (1993) 312-320.
- van Dijk JG, van Bente I, Kramer CG, Stegeman DF: CMAP amplitude cartography of muscles innervated by the median, ulnar, peroneal, and tibial nerves. *Muscle Nerve* 22 (1999) 378-389.
- Vasseljen O, Westgaard RH: Can stress-related shoulder and neck pain develop independently of muscle activity? *Pain* 64 (1995a) 221-230.
- Vasseljen O, Westgaard RH: A case-control study of trapezius muscle activity in office and manual workers with shoulder and neck pain and symptom-free controls. *Int Arch Occup Environ Health* 67 (1995b) 11-18.

- Veiersted KB, Westgaard RH, Andersen P: Pattern of muscle activity during stereotyped work and its relation to muscle pain. *Int Arch Occup Environ Health* 62 (1990) 31-41.
- Vollestad NK: Measurement of human muscle fatigue. *J Neurosci Methods* 74 (1997) 219-227.
- Waersted M, Bjorklund RA, Westgaard RH: The effect of motivation on shoulder-muscle tension in attention-demanding tasks. *Ergonomics* 37 (1994) 363-376.
- Waersted M, Eken T, Westgaard RH: Activity of single motor units in attention-demanding tasks: firing pattern in the human trapezius muscle. *Eur J Appl Physiol* 72 (1996) 323-329.
- Waersted M, Westgaard RH: Attention-related muscle activity in different body regions during VDU work with minimal physical activity. *Ergonomics* 39 (1996) 661-676.
- Waling K, Sundelin G, Ahlgren C, Järvholm B: Perceived pain before and after three exercise programs--a controlled clinical trial of women with work-related trapezius myalgia. *Pain* 85 (2000) 201-207.
- Westgaard RH: Motor unit firing behavior in the human trapezius muscle. In: Christensen H, Sjogaard G: *Muscular disorders in computer users: Mechanisms and models*. Procid symposium. National Institute of Occupational Health. Copenhagen 1999. 115-119.
- Westgaard RH, De Luca CJ: Motor unit substitution in long-duration contractions of the human trapezius muscle. *J Neurophysiol* 82 (1999) 501-504.
- Westgaard RH, Jensen C, Nilsen K: Muscle coordination and choice-reaction time tests as indicators of occupational muscle load and shoulder-neck complaints. *Eur J Appl Physiol* 67 (1993) 106-114.
- Yao W, Fuglevand RJ, Enoka RM: Motor-unit synchronization increases EMG amplitude and decreases force steadiness of simulated contractions. *J Neurophysiol* 83 (2000) 441-452.
- Yu IT, Wong TW: Musculoskeletal problems among VDU workers in a Hong Kong bank. *Occup Med Oxf* 46 (1996) 275-280.
- Zipp P: Effect of Electrode Geometry on the Selectivity of Myoelectric Recordings with Surface Electrodes. *Eur J Appl Physiol* 50 (1982) 35-40.
- Zwarts MJ: Evaluation of the estimation of muscle fiber conduction velocity. Surface versus needle method. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 73 (1989) 544-548.

Zwarts MJ, van Dijk JP: Methods to determine muscle fiber conduction velocity. In: Hermens HJ, Stegeman D, Blok J, Freriks B: The state of the art on modelling methods for surface electromyography. Roessingh Research and Development. Enschede 1998. 85-89.

8 Verzeichnis der Abkürzungen und Formelzeichen

ANOVA	analysis of variance, Varianzanalyse
EMG	Elektromyographie, Elektromyogramm
$d_{C7AcrLi}$, $d_{C7AcrRe}$	Abstand zwischen den an der Halswirbelsäule (C7) und am linken oder rechten Acromion platzierten Markern
h_{C7} , h_{AcrLi} , h_{AcrRe}	Höhe der Marker über der Halswirbelsäule (C7) oder dem linken oder rechten Acromion (in mm über der mittleren Position)
MF	Medianfrequenz, Frequenz die das Leistungsspektrum des SEMG in zwei flächengleiche Teile teilt
MF_0 , MF_E	Medianfrequenz zu Beginn (MF_0) und nach Erschöpfung (MF_E) bei ermüdender Kontraktion, ermittelt durch lineare Regression
$MF_{monopolar}$, $MF_{bipolar}$	MF des monopolaren und des bipolaren SEMG
MVC	maximum voluntary contraction, maximale willkürliche Kontraktionskraft
RMS	root mean square value, Wurzel des Mittelwerts des quadrierten SEMG eines Zeitabschnittes
RMS_0 , RMS_E	RMS zu Beginn (RMS_0) und nach Erschöpfung (RMS_E) bei ermüdender Kontraktion, ermittelt durch lineare Regression
$RMS_{monopolar}$, $RMS_{bipolar}$	RMS des monopolaren und des bipolaren SEMG
SD	standard deviation, Standardabweichung
SEM	standard error of mean, Standardfehler des Mittelwertes
SEMG	surface electromyography, Oberflächenelektromyographie

9 Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. H.-Ch. Scholle für die freundliche Überlassung des Themas und das Interesse am Fortgang der Arbeit. Herrn Dr. med. N.-P. Schumann danke ich für die Unterstützung bei der Durchführung und Auswertung der Messungen und allen Mitarbeitern des Fachbereichs Motorik für die Vielzahl von Anregungen.

Außerdem gilt mein besonderer Dank Herrn Dr. rer. nat. I. Bradl und Herrn Dr. med. R. Grieshaber sowie den Mitarbeitern des Bereichs Prävention der Berufsgenossenschaft Nahrungsmittel und Gaststätten für die Vorbereitung der Messungen am Bildschirmarbeitsplatz und die Hilfe bei den Haltungsregistrierungen. Mein Dank gilt auch allen Probandinnen und Probanden, die sich zur Teilnahme an den SEMG-Ableitungen bereit erklärten.

Herrn Prof. dr. ir. D. F. Stegeman möchte ich für seine Anregungen bei der Interpretation der ermüdungsbedingten SEMG-Veränderungen sowie für die Möglichkeit eines einjährigen Aufenthaltes an der Abteilung für Klinische Neurophysiologie der Universitätsklinik Nijmegen, Niederlande danken.

10 Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität bekannt ist,

ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,

mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben haben: Prof. Dr. med. H.-Ch. Scholle, Dr. med. N.-P. Schumann, Dr. rer. nat. I. Bradl, Dr. med. R. Grieshaber und Prof. dr. ir. D. F. Stegeman,

die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,

dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und

dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Jena, 20. Oktober 2000